

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
À L'OBTENTION DE LA  
MAÎTRISE GÉNIE,  
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ  
M.Ing.

PAR  
YOANN COLLET

MODÉLISATION DE L'ÉPAULE ET DÉVELOPPEMENT D'UNE  
NOUVELLE FORME PROTHÉTIQUE DANS LE CAS D'UNE  
RUPTURE MASSIVE DE LA COIFFE DES ROTATEURS

MONTREAL, LE 15 AVRIL 2007

© droits réservés de Yoann Collet

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Nicola Hagemeister, directrice de mémoire  
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Natalia Nuño, codirectrice de mémoire  
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, président du jury  
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, examinateur externe  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 12 AVRIL 2007

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

Nous pouvons toujours  
modifier et ainsi faire progresser,  
ne nous endormons pas sur nos acquis, innovons.

*« Les Anciens peuvent être corrigés,  
et il est toujours nécessaire d'ajouter et d'écrire du neuf »*

Henri de Mondeville, chirurgien 1260-1320

## **REMERCIEMENTS**

Merci à Mme Nicola Hagemeister pour son objectivité, son efficacité et son soutien. Ses conseils m'ont permis d'avancer et me replacer rapidement durant cette expérience. Ce fut un réel plaisir de travailler avec elle... l'une des meilleures directrices à souhaiter.

Merci à Mme Natalia Nuño pour son sens du détail et ses remarques éclairées m'ayant offert un point de vue complémentaire et nécessaire pour mener à bien ce projet.

Merci à M. Jacques de Guise, son esprit de persévérance et d'innovation mêlé à la bonne humeur font du LIO un excellent lieu de travail où il fait bon évoluer.

Merci à M. Partice Tétrault pour le temps passé à partager tes connaissances de la médecine au milieu de tes journées chargées. Ta vision « chirurgicale » a nourri ma réflexion et a été un moteur dans la réalisation de ce projet.

Merci à toute l'équipe du LIO et plus particulièrement Brigitte Dubreuil, Annie Levasseur, Katia Turcot, Karine Boivin, Ingrid Sudhoff, Gérald Parent, Arnaud Barré Mathieu Charbonneau, David Labbé et Alexandre Fuentes pour leur constante sympathie et services, favorisant le travail dans un environnement détendu et amical.

Merci enfin à Maude Latulippe pour sa fidèle présence à mes côtés, son encouragement et sa joie de vivre. Merci à mes amis et ma famille qui de part et d'autre de l'océan s'intéressent à moi et incarnent des valeurs indispensables à l'avancement personnel.

# **MODÉLISATION DE L'ÉPAULE ET DÉVELOPPEMENT D'UNE NOUVELLE FORME PROTHÉTIQUE DANS LE CAS D'UNE RUPTURE MASSIVE DE LA COIFFE DES ROTATEURS**

Yoann Collet

## **SOMMAIRE**

La coiffe des rotateurs est un groupe musculaire responsable de la stabilité de l'épaule. Lorsque irréparable, la déchirure ou rupture de cet ensemble de muscles provoque douleur et limitations fonctionnelles, empêchant les patients concernés d'effectuer les tâches de la vie quotidienne. À terme, la dégénérescence de l'articulation glénohumérale mène jusqu'à la pseudoparalysie du membre supérieur et nécessite une arthroplastie de l'épaule. Cependant, les résultats des prothèses actuelles demeurent insatisfaisants et imprévisibles en cas de rupture massive de coiffe des rotateurs (RMCR).

Dans le but de proposer une forme prothétique innovante facilitant l'abduction des patients souffrant de RMCR, des expériences *in vitro* furent réalisées sur six spécimens cadavériques à l'aide d'un montage expérimental. Des modifications latérales et supérieures furent effectuées sur la tête humérale des spécimens pour en observer l'effet sur la cinématique tridimensionnelle et la force du deltoïde simulé durant l'abduction du bras en présence de RMCR. Parallèlement, un modèle informatique de l'épaule permettant de reproduire une RMCR fut développé avec le logiciel *Anybody* pour utiliser les cinématiques *in vitro*, se comparer avec les valeurs de force expérimentales et optimiser une forme prothétique.

En raison de limitations logicielles et du besoin de personnalisation des géométries osseuses, les effets d'une modification géométrique supérieure de la tête humérale et de l'imposition des cinématiques expérimentales restent partiellement inexplorés dans le modèle. Avec un ajout latéral de 19 mm, le modèle confirme une diminution de force dans le deltoïde dès 10° d'abduction, atteignant -19% de la force initiale. Expérimentalement, une telle modification géométrique abaisse la force deltoïdienne à partir de 35° et ce jusqu'à -30%. L'abduction du bras en est alors facilitée et augmentée, sans modifier la cinématique du centre de la tête humérale. Une modification supérieure ne diminue pas la force d'abduction mais limite la migration supérieure de l'humérus.

Ce travail a permis de proposer une modélisation informatique de l'épaule simulant une RMCR et une forme prothétique non anatomique visant à diminuer la force nécessaire au deltoïde lors de l'abduction.

*Mots clés : épaule, rupture de coiffe des rotateurs, expérimentation in vitro, modélisation informatique, deltoïde.*

# MODELLING OF THE SHOULDER AND IMPROVEMENT OF A NEW PROSTHETIC GEOMETRY FOR MASSIVE ROTATOR CUFF TEARS

Yoann Collet

## ABSTRACT

The rotator cuff consists of a muscular group responsible for the shoulder's stability. If the wear or tear of this arrangement becomes non-treatable, the generated pain and functional disabilities are limiting activities of daily living. To its full extent, the glenohumeral joint degeneration can lead to the upper limb's pseudoparalysis, hence requiring a shoulder arthroplasty. Data indicating the performance of today's prostheses remain unsatisfactory and unpredictable when studying the case of massive rotator cuff tear (MRCT).

*In vitro* experiments have been accomplished onto six cadaveric specimens using an experimental apparatus in order to suggest a novel prosthetic design that would facilitate the patient's abduction movements following a MRCT. Lateral and upper modifications have been generated onto the specimen's humeral head in order to evaluate their effects onto tridimensionnal kinematics and deltoid strength during the upper limb abduction simulation with MRCT. A computational model using the software *Anybody* and reproducing the MRCT-shoulder has also been developed to use the *in vitro* kinematics and compare with results of experimental strength, aiming at the generation of an optimized prosthesis geometry.

The effect of an upper geometric modification of the humeral head, combined with the model's fixed experimental kinematics, are both aspects that remain partly unexplored due to software's limitations and need for a personalized bone geometry. With a lateral addition of 19mm in the model, a deltoid strength lowering event occurs as soon as after 10° of abduction, reaching a level of -19% of the initial strength. Such an experimentally-tested geometric modification would lower the deltoid strength after 35° and so, until -30%. Abduction of the upper limb is then facilitated and increased, without modifying the humeral head center kinematics. An upper modification of the humeral head does not lower abduction strength, while it surely does limit humerus superior migration.

This study has allowed for the generation of a new computational model that reproduces and simulates a MRCT-shoulder, as well as a non-anatomical prosthesis design whose purpose is to reduce the required deltoid strength during an abduction movement.

*Key words : shoulder, massive rotator cuff tear, in vitro experimentation, computational modeling, deltoid.*

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
REMERCIEMENTS.....	IV
SOMMAIRE .....	V
ABSTRACT .....	VI
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES .....	XI
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET SIGLES .....	XVII
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	6
1.1 Prothèses d'épaule avec une rupture massive de la coiffe des rotateurs .....	6
1.1.1 Historique des prothèses d'épaule .....	6
1.1.2 Hémiarthroplastie .....	9
1.1.3 Hémiarthroplastie bipolaire .....	15
1.1.4 Arthroplastie totale .....	16
1.1.5 Prothèse totale inversée .....	20
1.2 Remarque sur le rythme scapulo-huméral .....	27
1.3 Montages expérimentaux.....	29
1.4 Logiciels destinés à la modélisation musculo squelettique de l'épaule.....	33
1.5 Force du deltoïde rapportée dans la littérature .....	39
1.5.1 Mesures expérimentales .....	39
1.5.2 Évaluations informatiques .....	42
1.6 Synthèse de la revue de littérature.....	45
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....	46
2.1 Problématique clinique .....	46
2.2 Problématique expérimentale et informatique.....	48
2.3 Objectifs de l'étude.....	49
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	51
3.1 Expérimentations.....	51
3.1.1 Expérimentations précédentes : Série I .....	51
3.1.1.1 Description du matériel présent.....	51
3.1.1.2 Description de la conservation et préparation des spécimens .....	53

3.1.1.3	Déroulement des expérimentations .....	54
3.1.2	Analyse expérimentale de l'effet de l'ajout de cales : Série II.....	56
3.1.2.1	Modifications par rapport à la Série I.....	56
3.1.2.2	Changement de la géométrie humérale par l'ajout de cales.....	57
3.1.2.3	Déroulement des expérimentations .....	60
3.2	Modélisation .....	62
3.2.1	Description du logiciel .....	63
3.2.2	Modifications apportées au modèle générique d' <i>Anybody</i> pour refléter les expérimentations .....	64
3.2.3	Mise à l'échelle des spécimens (« <i>Scaling</i> »).....	68
3.2.4	Modèle dirigé par la cinématique expérimentale du bras en abduction.....	70
3.2.5	Ajout d'une ellipse sur la tête humérale de l'épaule modélisée .....	74
CHAPITRE 4	RÉSULTATS .....	78
4.1	Résultats expérimentaux préliminaires et modélisation informatique selon les trajectoires expérimentales .....	78
4.1.1	Expérimentations de la Série I, abduction et force pour une épaule intacte puis avec RMCR.....	79
4.1.2	Expérimentations de la Série II, abduction et force pour une épaule avec RMCR : parallèle entre Série I et Série II.....	80
4.1.3	Modélisation avec <i>Anybody</i> : imposition des cinématiques expérimentales d'une épaule intacte et avec RMCR.....	83
4.2	Expérimentations Série II, effet des cales pour une épaule avec RMCR : déplacements et force selon l'abduction.....	85
4.2.1	Déplacements du centre de la tête humérale .....	86
4.2.1.1	Abduction avec Cales #1, 2 ou 3 .....	86
4.2.1.2	Abduction avec Cales #3 et S (supérieure) .....	87
4.2.2	Abduction maximale et force correspondante.....	89
4.2.3	Force au cours de l'abduction .....	91
4.2.3.1	Cale #1 (8 mm).....	92
4.2.3.2	Cale #2 (14 mm).....	93
4.2.3.3	Cale #3 (19 mm).....	94
4.2.3.4	Cales #3 + S (19 mm + Supérieure) .....	94
4.2.3.5	Moyenne de la force au cours de l'abduction avec ajout des cales .....	95
4.3	Modélisation avec <i>Anybody</i> : ajout d'une ellipse simulant les cales expérimentales et sensibilité du modèle.....	96
4.3.1	Effet de la simulation des cales sur le modèle par l'ajout d'ellipse : force selon l'abduction, comparaison avec les résultats expérimentaux .....	96
4.3.2	Sensibilité du modèle .....	98



CHAPITRE 5	DISCUSSION .....	103
5.1	Imposition des cinématiques expérimentales au modèle informatique .....	103
5.2	Valeurs de force dans le deltoïde en fonction de l'abduction.....	105
5.3	Modifications géométriques de la tête humérale .....	107
5.3.1	Modification géométrique latérale de la tête humérale .....	108
5.3.1.1	Cales expérimentales .....	108
5.3.1.2	Ellipse du modèle informatique .....	110
5.3.2	Modification géométrique supérieure de la tête humérale .....	112
5.4	Sensibilité du modèle informatique et réalité expérimentale .....	117
5.5	Proposition d'une forme prothétique .....	120
5.6	Limites de l'étude .....	122
5.6.1	Aspect expérimental .....	122
5.6.2	Aspect informatique .....	123
CONCLUSION	.....	125
RECOMMANDATIONS	.....	126
ANNEXE I	COURBES DE FORCE NORMALISÉE EN FONCTION DE L'ABDUCTION, MESURÉE LORS DES EXPÉRIMENTATIONS <i>IN VITRO</i> POUR LES SIX SPÉCIMENS INTACTS (SÉRIE I) ET AVEC RMCR (SÉRIES I ET II).....	127
ANNEXE II	COURBES DE FORCE NORMALISÉE EN FONCTION DE L'ABDUCTION, MESURÉE LORS DES EXPÉRIMENTATIONS <i>IN VITRO</i> POUR LES SIX SPÉCIMENS AVEC RMCR, SANS PUIS AVEC LES CALES (SÉRIE II) .....	130
ANNEXE III	DIFFÉRENCE DE DÉPLACEMENT DU CENTRE DE LA TÊTE HUMÉRALE EN FONCTION DE L'ABDUCTION, MESURÉE POUR LES SIX SPÉCIMENS LORS DES EXPÉRIMENTATIONS <i>IN VITRO</i> DE LA SÉRIE II .....	133
ANNEXE IV	SCRIPTS DES FICHIERS DE PROGRAMMATION UTILISÉS POUR LE MODÈLE DE L'ÉPAULE DÉVELOPPÉ AVEC LE LOGICIEL <i>ANYBODY</i> .....	137
LISTE DE RÉFÉRENCES	.....	169

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I      Population des études cliniques avec hémiarthroplastie dans le cas de RMCR .....	10
Tableau II      Résumé des résultats fonctionnels des études cliniques avec hémiarthroplastie dans le cas de RMCR .....	11
Tableau III      Population des études cliniques avec la prothèse d'épaule inversée dans le cas de RMCR .....	22
Tableau IV      Résumé des résultats des études cliniques avec la prothèse d'épaule inversée dans le cas de RMCR .....	23
Tableau V      Résumé des études rapportant la force simulée dans le deltoïde lors de l'abduction .....	45
Tableau VI      Abduction maximum et force correspondante selon la condition des spécimens, Série I .....	79
Tableau VII      Abduction maximum et force correspondante pour les spécimens avec RMCR, Séries I et II .....	81

## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1	Os d'une épaule droite, vue de face ( <i>tirée de Uhthoff [101]</i> ) ..... 1
Figure 2	Muscles d'une épaule droite, vues dorsale et frontale ( <i>tirée de Uhthoff [101]</i> ) ..... 2
Figure 3	L'action des muscles de la CR (flèches) permet de maintenir la tête humérale contre la glénoïde ( <i>tirée de Poppen et Walker[84]</i> ) ..... 2
Figure 4	Migration supérieure et usure de l'humérus ( <i>tirée de DePuy Orthopaedics[33]</i> ) et arthrose de la tête humérale suite à une RMCR ( <i>tirée de Cotton et al.[20]</i> ) ..... 3
Figure 5	Arthropathie secondaire à une RMCR ( <i>tirée de DePuy Orthopaedics[33]</i> ) ..... 4
Figure 6	Photographie et schéma de la 1ère prothèse d'épaule, installée en 1893 par le Dr. Péan ( <i>tirées de Lugli [66]</i> ) ..... 7
Figure 7	Prothèse <i>Aequalis</i> , de type anatomique, illustrant la modularité par l'inclinaison variable et le décalage de la tête humérale ( <i>tirée de Boileau et al.[13]</i> ) ..... 8
Figure 8	Prothèse humérale utilisée pour une hémiarthroplastie ( <i>tirée de Walch et al.[104]</i> ) ..... 9
Figure 9	Radiographies de l'épaule gauche d'un patient de 63 ans souffrant de RMCR et ayant subi une hémiarthroplastie. (A) préopératoire, (B) juste après l'opération et (C) 2 ans après ( <i>tirées de Sanchez-Sotelo et al.[91]</i> ) ..... 13
Figure 10	Radiographie d'hémiarthroplastie avec une tête humérale surdimensionnée ( <i>tirée de Field et al.[40]</i> ) ..... 14
Figure 11	Radiographie d'une hémiarthroplastie bipolaire ( <i>tirée de Sarris et al.[92]</i> ) ..... 15
Figure 12	Prothèse totale <i>Mark II Stanmore</i> dans des os partiellement découpés pour observer le montage prothétique ( <i>tirée de Lettin et al.[59]</i> ) ..... 17
Figure 13	Dessin d'une prothèse totale d'épaule semi contrainte ( <i>tirée de OpSmart.com</i> ) ..... 19
Figure 14	Prothèse inversée <i>Delta III</i> ( <i>tirée de Woodruff et al.[108]</i> ) ..... 20
Figure 15	Dessin d'une épaule anatomique avec le centre de rotation original et d'une épaule avec prothèse inversée, médialisant le centre de rotation

	et augmentant ainsi le bras de levier du muscle deltoïde (tirée de Frankle et al.[41]).....	21
Figure 16	Illustration de la limitation en rotation externe avec une prothèse inversée (tirée de Boileau et al.[14]).....	23
Figure 17	Le centre de rotation médialisé par la prothèse inversée provoque le recrutement de plus de fibres du deltoïde, permettant une plus grande force en abduction (tirée de Boileau et al.[14]).....	24
Figure 18	Radiographie de l'épaule d'un patient avec échec de la fixation de la base de l'implant glénoïdien, dont les vis se sont cassées (tirée de Frankle et al.[41]).....	25
Figure 19	La courte avancée de la glénosphère et l'orientation horizontale de la cupule humérale sont responsables de l'encochage scapulaire (A); exemple d'encochage important, jusqu'à la vis inférieure du composant prothétique (B); usure de la cupule humérale en raison de l'encochage (C) (tirées de Boileau et al.[14]).....	25
Figure 20	La sous-tension du deltoïde peut créer une décoaptation globale, source d'instabilité pour l'épaule (tirée de Boileau et al.[14]).....	26
Figure 21	Illustration du rythme scapulo-huméral (tirée de Arnheim et al.[5]).....	28
Figure 22	Courbes lissées de la rotation scapulaire en fonction de l'abduction dans le plan frontal, pour une épaule saine et atteinte de pseudo paralysie (tirée de Vermeulen et al.[102]) .....	29
Figure 23	Montage expérimental avec ordinateur, vérins et capteurs de force (G); Spécimen cadavérique monté, avec les câbles simulant le deltoïde moyen (D) et antérieur (V), un capteur à ultrasons (T) et le manchon en aluminium (A) (tirées de Wuelker et al. [111]) .....	31
Figure 24	A. Montage développé par Debski, McMahon, Thompson, Parsons et al. B. Montage de Bono et al. (tirées respectivement de Parsons et al. [80] et Bono et al.[15]) .....	32
Figure 25	Hémiarthroplastie et prothèse inversée et leurs performances deltoïdiennes maximales (tirées de De Wilde et al. [28] ) .....	35
Figure 26	Muscles virtuels simulant les forces de réactions de l'articulation glénohumérale dans le logiciel <i>Anybody</i> (tirée de AnybodyTechnology [4]).....	38
Figure 27	Abduction GH en fonction de la force totale simulée pour le deltoïde, avec (A) muscles de la CR simulés et (D) force appliquée au deltoïde seulement (tirée de Wuelker et al.[111]).....	40

Figure 28	Force normalisée dans le deltoïde pour une simulation musculaire normale, une rupture de la coiffe des rotateurs de 1 cm, 5 cm et massive ( <i>tirée de Thompson et al.[100]</i> ).....	41
Figure 29	A. Montage expérimental avec une épaule reconstruite en époxy B. Muscles simulés et leur valeur de force en N à 30° d'abduction ( <i>tirées de Favre et al.[39]</i> ).....	42
Figure 30	Force totale dans le deltoïde au cours de l'abduction ( <i>tirée de Scepi et al.[93]</i> ).....	43
Figure 31	Force musculaire exprimée selon le poids du corps en fonction de l'abduction, pour le deltoïde antérieur et moyen ( <i>tirée de Oizumi et al.[76]</i> ).....	44
Figure 32	Illustration du principe du bras de levier.....	47
Figure 33	Schéma du montage expérimental, composé de deux blocs (A,B), d'un support pour le système de mesure (C), de guides latéraux (D) et d'un cylindre électrique (E) équipé d'un capteur de force (F) ( <i>tirée de Levasseur et al.[62]</i> ).....	53
Figure 34	Installation du spécimen cadavérique sur le montage expérimental ( <i>tirée de Levasseur 2006 [60]</i> ).....	55
Figure 35	Schémas d'une tête humérale normale et modifiée selon les hypothèses de recherche.....	58
Figure 36	Cale mise en place sur le spécimen, ici Cale#3 (épaisseur 19mm).....	59
Figure 37	Cale supérieure seule et mise en place sur le spécimen .....	60
Figure 38	Spécimen cadavérique en mouvement d'abduction sur le montage expérimental .....	61
Figure 39	Cales #3 et S en place sur le spécimen .....	62
Figure 40	Schéma de structure du répertoire d' <i>Anybody</i> ( <i>tirée de AnybodyTechnology [4]</i> ).....	63
Figure 41	Schéma illustrant les liens entre les différentes parties du modèle fonctionnant dans <i>Anybody</i> ( <i>tirée de AnybodyTechnology [4]</i> ).....	64
Figure 42	Modèle du bras droit disponible dans le répertoire d' <i>Anybody</i> ( <i>tirée de AnybodyTechnology [4]</i> ).....	65
Figure 43	Modèle informatique avec les muscles agissant sur la scapula et l'articulation de l'épaule, vue de dos.....	66
Figure 44	Modèle informatique avec les muscles agissant sur l'articulation de l'épaule seulement, vue de face et vue de dos.....	66
Figure 45	Deltoïde limité à ses quatre fibres supérieures .....	68

Figure 46	Vue de dos du modèle avec les points AA, EL et EM ainsi que les repères définis selon les spécifications du LIO.....	71
Figure 47	Illustration des marqueurs des points anatomiques EL et EM sur l'humérus du modèle lors des conditions initiales : marqueurs et points sont associés.....	73
Figure 48	Modèle de l'épaule dirigé selon les trajectoires expérimentales du spécimen #8 à l'aide de marqueurs des épicondyles de l'humérus .....	74
Figure 49	Illustration de l'ellipse ajoutée sur le côté latéral de la tête humérale, avec le muscle deltoïde s'enroulant autour et maintenu en place lors de l'abduction par ses points de passage .....	76
Figure 50	Modèle de l'épaule avec une ellipse ajoutée sur le côté latéral de la tête humérale, pour 0° d'abduction et 80° d'abduction.....	77
Figure 51	Force normalisée en fonction de l'abduction pour les spécimens #4 et #8, Série I (SI) .....	80
Figure 52	Force normalisée en fonction de l'abduction, pour les spécimens #4 et #8, dans les Séries I (SI) et II (SII) .....	82
Figure 53	Courbes de force normalisée en fonction de l'abduction, obtenues avec Anybody et lors des séries expérimentales pour le spécimen #8 .....	84
Figure 54	Avec les trajectoires du spécimen #10, la tête humérale pénètre l'acromion et la scapula.....	85
Figure 55	Différence de déplacement antérieur/postérieur selon l'abduction, Cale#2 pour les six spécimens.....	86
Figure 56	Différence de déplacement antérieur/postérieur selon l'abduction, Cales#3 et S pour les six spécimens .....	87
Figure 57	Différence de déplacement inférieur/supérieur selon l'abduction, Cales#3 et S pour les six spécimens .....	88
Figure 58	Différence de déplacement médial/latéral selon l'abduction, Cales#3 et S pour les six spécimens .....	88
Figure 59	Abduction maximale moyenne et force moyenne correspondante selon la condition, spécimen #4.....	89
Figure 60	Abduction maximale moyenne et force moyenne correspondante selon la condition, specimen #8.....	90
Figure 61	Force en fonction de l'abduction pour les 5 conditions expérimentales, spécimen #8.....	91
Figure 62	Différence de force selon l'abduction avec ajout de la Cale#1 pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens.....	92

Figure 63	Différence de force selon l'abduction avec ajout de la Cale#2 pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens.....	93
Figure 64	Différence de force selon l'abduction avec ajout de la Cale#3 pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens.....	94
Figure 65	Différence de force selon l'abduction avec ajout des Cales#3 et S pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens .....	95
Figure 66	Différence de force moyenne selon l'abduction avec ajouts des Cales #1, #2, #3 et #3+S .....	96
Figure 67	Différence de force selon l'abduction avec ajout d'ellipse de taille variable déformant le côté latéral de la tête humérale dans <i>Anybody</i> , et moyennes des essais expérimentaux de la Série II avec les cales correspondantes (C#1:Cale#1, C#2:Cale#2, C#3:Cale#3) .....	97
Figure 68	Illustration de l'insertion du deltoïde sur l'humérus dans <i>Anybody</i> .....	99
Figure 69	Force maximale développée dans le deltoïde selon le rayon de la tête humérale.....	99
Figure 70	Force maximale développée dans le deltoïde selon les positions latérale et verticale du CTH.....	100
Figure 71	Force maximum développée dans le deltoïde selon l'augmentation latérale de l'ellipse imitant les cales expérimentales et la position inférieure du centre de l'ellipse par rapport au centre de la tête humérale.....	101
Figure 72	Illustration de la compression supposée de la tête humérale contre l'acromion et la glénoïde lors de l'initiation de l'abduction pour un spécimen avec une cale latérale (ici Cale#3).....	109
Figure 73	Spécimen #8 en abduction avec la Cale#1 en place, sans contact avec la sangle.....	109
Figure 74	Dislocation partielle du spécimen #6 avec les Cales#3 et S en place ....	113
Figure 75	Illustration du déplacement du centre de rotation avec l'ajout de la cale S : le centre de rotation initial, CTH, se retrouve plus bas que le nouveau centre de rotation, CS .....	114
Figure 76	Schéma des positions initiale et finale de l'humérus avec les cales #3 et S, montrant la latéralisation du centre de la tête humérale avec l'abduction.....	115
Figure 77	Détails sur les imperfections de la cale S .....	115
Figure 78	Modèle de l'épaule dont le muscle deltoïde s'enroule autour d'une sphère humérale virtuelle de rayon 25 mm et 40 mm .....	118

Figure 79	Insertion humérale du deltoïde placée à 3 cm et 23 cm en dessous du CTH; le passage des fibres musculaires de l'origine aux points de passage reste inchangé.....	119
Figure 80	Coupe de l'articulation glénohumérale droite avec RMCR ( <i>image originale tirée de <a href="http://www.herkules oulu.fi">www.herkules oulu.fi</a></i> ) .....	120
Figure 81	Schéma de la forme prothétique avec un ajout latéral initial, surélevée pour s'approcher de l'acromion au repos .....	121
Figure 82	Dessin de la forme prothétique proposée pour une épaule droite, en vues frontale et latérale .....	121

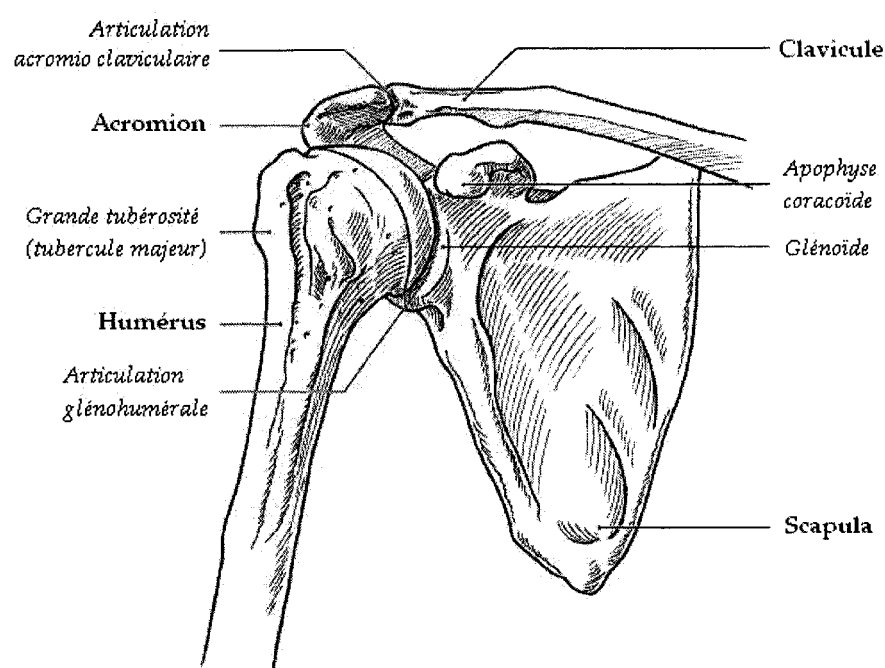


## **LISTE DES ABRÉVIATIONS ET SIGLES**

CR	Coiffe des Rotateurs
RMCR	Rupture Massive de la Coiffe des Rotateurs
MRCT	Massive Rotator Cuff Tear
GH	GlénoHuméral(e)
CTH	Centre de la Tête Humérale

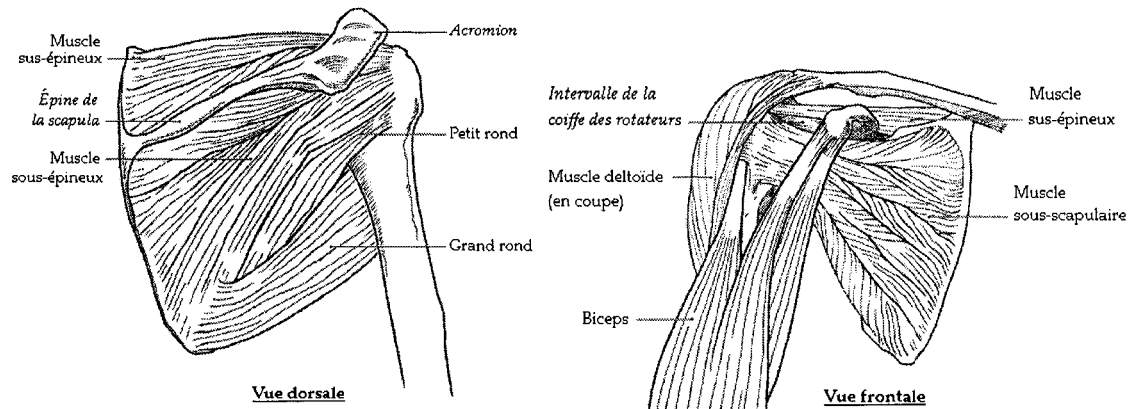
## INTRODUCTION

La mobilité de l'articulation glénohumérale (GH), combinée à l'articulation acromio claviculaire ainsi qu'à l'articulation sterno claviculaire permet à l'épaule (Figure 1) d'avoir la plus grande amplitude de mouvement de toutes les articulations du corps humain (Oizumi et al.[76] 2006).



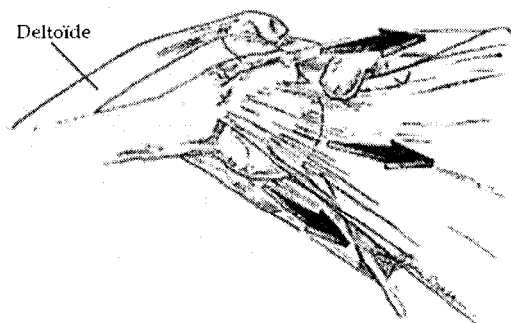
**Figure 1** Os d'une épaule droite, vue de face (tirée de Uhthoff [101])

La congruence osseuse de l'articulation étant minimale, les tissus mous jouent un rôle important dans la stabilisation de l'épaule (Oizumi et al.[76] 2006). Les muscles agissant directement sur l'épaule sont le deltoïde, le biceps et les muscles de la coiffe des rotateurs (Figure 2). La coiffe des rotateurs (CR) est composée de quatre muscles : le sous-scapulaire ou *subscapularis*, le sus-épineux ou *supraspinatus*, le sous-épineux ou *infraspinatus*, ainsi que le petit rond ou *teres minor*.



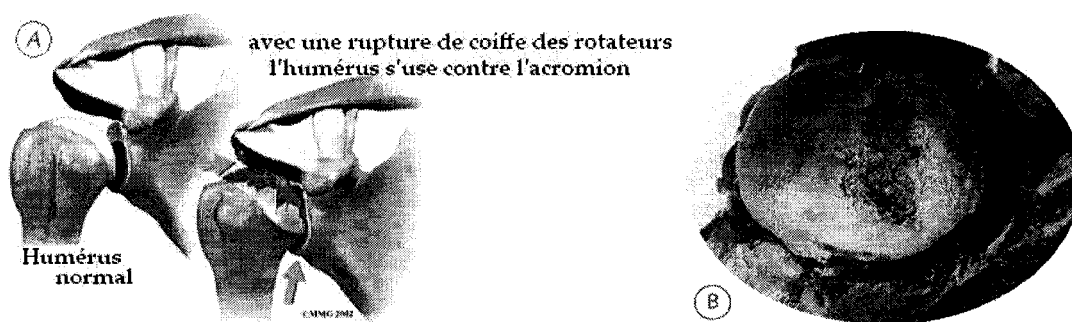
**Figure 2** *Muscles d'une épaule droite, vues dorsale et frontale*  
(tirée de Uthoff [101])

La stabilité de l'articulation GH pendant le mouvement du bras est garantie par les muscles de la CR qui conservent la tête humérale centrée sur la glénoïde (Figure 3) (Poppen et Walker[84] 1976, Culham et Peat[22],1993, Matsen et al.[67] 2002). Mais lors d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR), soit la rupture des sus épineux, sous épineux et sous-scapulaire, l'équilibre de l'articulation est rompu. L'atrophie musculaire suivant une RMCR entraîne une migration supérieure de la tête humérale due à la seule action du deltoïde, non contrée par les muscles de la CR pendant l'abduction (Jensen et al.[53] 1999, Poppen et Walker[85] 1978, Rockwood et al.[90] 1995, Bezer et al.[11] 2005, Laudicina et D'Ambrosia[58] 2005).



**Figure 3** : *L'action des muscles de la CR (flèches) permet de maintenir la tête humérale contre la glénoïde* (tirée de Poppen et Walker[84])

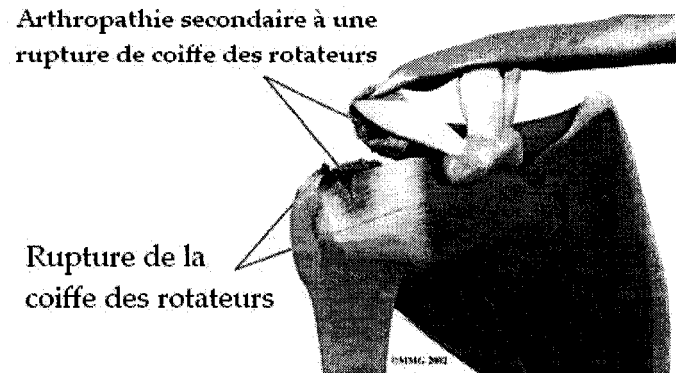
En effet, en l'absence de sus épineux, jouant le rôle de dépresseur de l'articulation GH, cette migration est inévitable en raison du vecteur de force vertical résultant au niveau de la tête humérale durant les premiers 60° d'abduction du bras (Poppen et Walker [85] 1978). Sans CR fonctionnelle, on observe l'instabilité de l'articulation GH et une incapacité à centrer la tête humérale sur la glénoïde lors de l'abduction (Lucas [65] 1973, Sharkey et al.[94] 1995, Labriola et al.[57] 2005). L'arche coraco acromiale agit alors comme limite lors de la migration supérieure de l'humérus et il en découle une usure de l'acromion et de la tête humérale (Figure 4), voire même un affaissement de celle-ci (Field et al.[40],1997, Elkousy et al.[37] 2002).



**Figure 4 A - Migration supérieure et usure de l'humérus B - Arthrose de la tête humérale suite à une RMCR** (tirées de DePuy Orthopaedics[33] et Cotton et al.[20])

L'instabilité, la douleur et le manque de force subséquents à une RMCR impliquent une capacité d'abduction moindre en comparaison avec une épaule non pathologique, causant des limitations fonctionnelles modérées à sévères (Field et al.[40] 1997, Jensen et al.[53] 1999, Neer et al.[75] 1983, Pollock et al.[83] 1992). L'abduction active du bras jusqu'à 90° s'avère souvent impossible et se trouve même restreinte à un niveau bien inférieur (Pollock et al.[83] 1992). Avec le temps, une RMCR peut mener à la dégénérescence et à la destruction de l'articulation GH (Neer et al.[75],1983, Sanchez-Sotelo et al.[91] 2001). Ce phénomène est communément appelé arthropathie secondaire à une déchirure, ou rupture, massive de la coiffe des rotateurs (Figure 5). L'incapacité fonctionnelle en découlant est communément appelée pseudoparalysie en raison de la

très grande limitation de mouvement occasionnée. Le traitement chirurgical le plus usité est alors le remplacement prothétique ou arthroplastie de l'épaule, qui en présence de RMCR est l'une des plus difficiles à réaliser et dont les résultats sont les plus incertains (Pollock et al.[83] 1992, Sanchez-Sotelo et al.[91] 2001).



**Figure 5** *Arthropathie secondaire à une RMCR (tirée de DePuy Orthopaedics[33])*

Même si les différents types de prothèses utilisées soulagent efficacement la douleur, l'arthroplastie est un recours qui permettra d'atteindre seulement des objectifs très restreints en mobilité et en force sans CR active (Zeman et al.[112] 1998). Le but d'une arthroplastie chez les patients atteints de RMCR, de par le manque de force occasionné, se limite ainsi à une diminution de la douleur et une augmentation « modeste » de la capacité fonctionnelle (Kelly et al.[54] 2003). Le besoin d'une prothèse innovatrice pour aider ces patients à recouvrir leur autonomie se fait donc sentir. Le muscle deltoïde est le plus important abducteur de l'épaule et en cas de RMCR c'est sur lui seul que repose l'élévation du bras (Basset et al.[9] 1990, De Wilde et al.[26] 2002, Kuelche et al.[56] 1997, Liu et al.[63] 1997, Matsen et al.[67] 2002, Otis et al.[77] 1994, Poppen et Walker[85] 1978). Par conséquent, sans muscles de la CR actifs, une prothèse doit mettre l'emphasis sur la fonction deltoïdienne pour faciliter l'abduction du bras.

Dans le but du développement d'une prothèse adaptée aux patients atteints de RMCR, Patrice Tétrault, Annie Levasseur et al.[61,62] (soumis en 2006) ont développé des

outils d'analyse de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation GH, en raison de la littérature et de la connaissance restreintes à ce sujet. Les méthodes et le montage expérimental mis au point ont permis de comparer la biomécanique *in vitro* de l'épaule intacte et avec RMCR, lors du mouvement d'abduction du bras (Tétrault et al.[99], soumis en 2006). Les expérimentations *in vitro* ayant leurs limites, propres à l'emploi de spécimens cadavériques, la modélisation informatique représente une avenue complémentaire pour explorer la biomécanique humaine. Les possibilités d'adaptation et de répétition étant uniquement bornées par les capacités du logiciel utilisé, un modèle informatique apparaît comme un instrument indispensable dans la création d'une nouvelle forme prothétique. Mais parmi les quelques modèles de l'épaule réalisés et recensés dans la littérature, aucun ne permet de simuler une rupture de la CR. Il devient alors nécessaire de construire un modèle informatique offrant cette possibilité pour en explorer les effets théoriques et aider au dessin d'une forme prothétique novatrice.

Le présent projet est la suite logique du travail réalisé par Patrice Tétrault et Annie Levasseur dans le but de développer une prothèse d'épaule adaptée au cas particulier d'une RMCR. Tout d'abord, les différents types de prothèses actuellement utilisées en présence de RMCR, les montages expérimentaux étudiant la cinématique de l'épaule *in vitro*, les logiciels informatiques permettant la modélisation musculo squelettique du complexe de l'épaule, ainsi que la force du deltoïde dans la littérature sont recensés au Chapitre 1. De cette revue de la littérature, une problématique clinique, expérimentale et informatique a été élaborée et est exposée pour définir les objectifs de cette étude au Chapitre 2. La méthodologie utilisée est ensuite présentée au Chapitre 3, selon deux parties détaillant les travaux d'expérimentations et de modélisation réalisés. Le Chapitre 4 présente les résultats obtenus à l'aide de ces travaux de recherche, faisant l'objet d'une discussion à l'issue de laquelle une forme prothétique est proposée au Chapitre 5. Enfin, la conclusion de ce projet et les recommandations résultant du travail effectué viennent clore ce mémoire.

## **CHAPITRE 1**

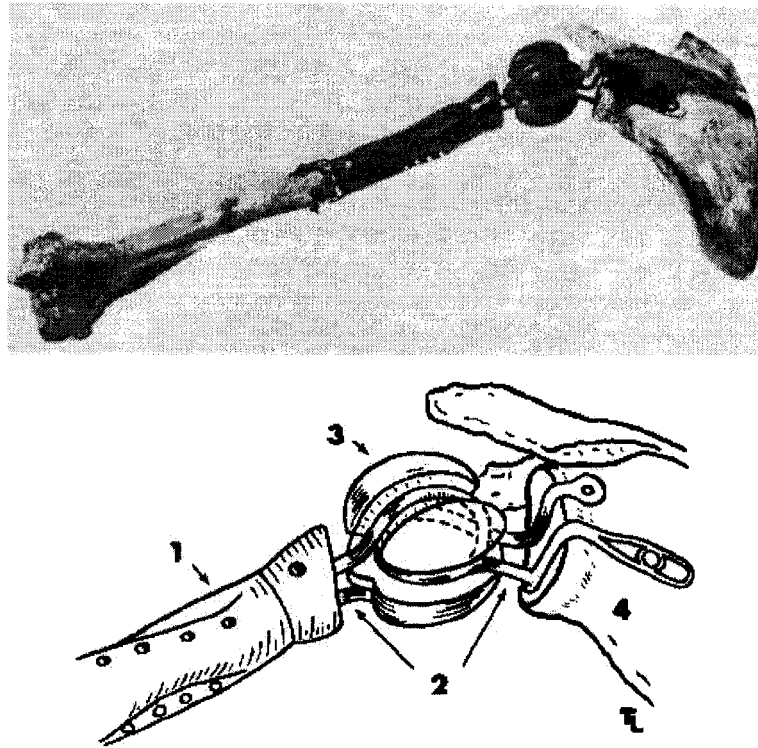
### **REVUE DE LA LITTÉRATURE**

#### **1.1 Prothèses d'épaule avec une rupture massive de la coiffe des rotateurs**

Le traitement de l'arthropathie de l'articulation glénohumérale, douloureuse et restreinte en mobilité, consiste en un remplacement prothétique. Même si les prothèses d'épaule actuelles se montrent satisfaisantes pour les patients ayant une masse musculaire intacte, elles connaissent un succès modéré chez ceux souffrant de RMCR. Les résultats obtenus pour cette population spécifique sont alors présentés dans les sous parties suivantes selon les trois grands types d'arthroplastie d'épaule : l'hémiarthroplastie, l'arthroplastie totale et la prothèse totale dite de type inversée.

##### **1.1.1 Historique des prothèses d'épaule**

La première prothèse d'épaule fut mise en place en 1893 à Paris par un chirurgien français, le Docteur Péan. Initialement, ce fut pour remédier à une infection tuberculeuse chez un homme d'une trentaine d'années : son articulation était engorgée de pus et il fallait amputer la moitié supérieure de son humérus. Le Dr. Péan fit alors appel à un ami dentiste, le Dr. J. Porter Michaels, pour réaliser une prothèse. Ce dernier fabriqua une partie en platine remplaçant la moitié haute de l'humérus, garnie de trous autorisant l'attachement des muscles de l'épaule et possédant des pattes de fixation pour permettre un raccordement à l'os restant. Cette composante humérale s'articulait par une première boucle de métal autour d'une balle de caoutchouc durci, une deuxième boucle venant s'amarrer dans la glénoïde par des vis (Figure 6). La prothèse fut enlevée au bout de deux ans, en raison d'ossification trop importante et d'infection [8, 66].



**Figure 6** *Photographie (en haut) et schéma (en bas) de la 1<sup>ère</sup> prothèse d'épaule, installée en 1893 par le Dr. Péan, avec (1) le tube en platine remplaçant une partie de l'humérus, (2) les deux boucles en platine et (4) l'attache sur la scapula, (3) la balle en caoutchouc (tirées de Lugli [66])*

Ensuite, ce ne fut que dans les années 50 que Neer parla d'une prothèse d'épaule pour traiter les fractures de tête humérale [13, 38, 44, 72], proche de l'hémi arthroplastie que nous connaissons aujourd'hui. Cette prothèse, installée sans ciment et faite d'un alliage chrome-cobalt, possédait une tête humérale proche de la forme anatomique et une ailette pour empêcher une éventuelle rotation à l'intérieur de l'humérus [44].

Dans les années 70 suivirent des prothèses mises au point par Kessel et Neer pour traiter les patients atteints d'arthrose [13]. Celles-ci étaient de type total et contraint, c'est-à-dire avec deux composants, huméral et glénoïdien, qui imposent une géométrie et une cinématique particulières à l'articulation. L'apparition du ciment permit une fixation

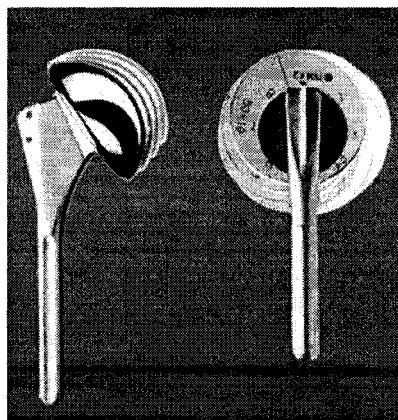


facilitée au niveau de l'omoplate, mais ces prothèses furent source de complications par l'arrachement de la partie glénoïdienne en raison de forces de cisaillement [44].

La prothèse totale non contrainte fut conçue en 1973, toujours par Neer. La partie humérale en chrome-cobalt glissait sur une partie glénoïdienne en polyéthylène [44]. La prothèse Neer II est encore utilisée en arthroplastie totale non contrainte de nos jours [44] et montre de bons résultats à long terme chez la majorité des patients [96].

C'est enfin dans les années 90 que se sont considérablement développées les prothèses de sorte à s'adapter le plus possible aux différentes pathologies rencontrées [44, 104]. Les prothèses dites modulaires représentent la seconde génération de l'arthroplastie, offrant des choix variés dans le matériau et la taille de la tête humérale prothétique [13, 44, 104], utilisée avec ou sans implant glénoïdien.

La troisième génération vise aujourd'hui une forme proche de l'anatomie du patient pour un meilleur recouvrement de la fonction de son articulation. À la taille s'ajoute le choix de l'inclinaison, de l'épaisseur, du rayon de courbure et du positionnement antéropostérieur de la tête humérale [13, 44] (Figure 7).



**Figure 7** *Prothèse Aequalis, de type anatomique, illustrant la modularité par l'inclinaison variable et le décalage de la tête humérale (tirée de Boileau et al.[13])*

Enfin, à la troisième génération vient s'ajouter la prothèse totale dite inversée, inventée en 1985 par Paul Grammont [46], utilisée depuis 1991 en France [14] et autorisée seulement depuis Mars 2004 [68] par la FDA (*Food and Drug Administration*) pour une utilisation aux États-unis [41]. Nous verrons ci-dessous les caractéristiques spécifiques à ce type de prothèses.

### 1.1.2 Hémiarthroplastie

Les prothèses de type anatomique utilisées pour l'hémiarthroplastie (Figure 8) s'insèrent, avec ou sans ciment, dans l'humérus et remplacent la tête humérale. Celle-ci peut être configurée différemment en raison des nombreuses possibilités de réglage offertes par les modèles actuels, de sorte à reproduire la forme anatomique du patient.



**Figure 8** *Prothèse humérale utilisée pour une hémiarthroplastie*  
(tirée de Walch et al.[104])

Depuis les années 90, synonymes de petite révolution dans le monde de la prothèse d'épaule pour se rapprocher de la géométrie anatomique, six grandes études se sont intéressées spécialement au problème clinique que représente l'hémiarthroplastie avec une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR). Ainsi nous nous intéresserons

aux articles de Pollock et al.[83] (1992), Arntz et al.[6] (1993), Williams et Rockwood [106] (1996), Field et al.[40] (1997), Zuckerman et al.[113] (2000) et Sanchez-Sotelo et al.[91] (2001), dont les études sont résumées ci-dessous (Tableau I).

Tableau I

Population des études cliniques avec hémiarthroplastie dans le cas de RMCR

Auteurs	n	Age (écart)	Suivi moyen (écart)	n RMCR	n R.P. (%RMCR)
Pollock 1992 [83]	19	67 (36-86)	3 ans (1-9)	19 (100%)	0
Arntz 1993 [6]	18	71 (54-84)	3 ans (2-10)	18 (100%)	0
Williams 1996 [106]	21	72 (59-80)	4 ans (2-6.6)	21 (100%)	0
Field 1997 [40]	16	74 (62-83)	2.75 ans (2-4.58)	16 (100%)	0
Zuckerman 2000	15	73 (65-81)	2.35 ans (1-5.5)	15 (100%)	0
Sanchez-Sotelo 2001	33	69 (50-87)	5 ans (2-11)	33 (100%)	0

n : nombre total d'épaules implantées ; n RMCR : nombre d'arthroplasties effectuées pour une RMCR ;  
n R.P. : nombre d'épaules opérées en révision d'une prothèse précédente.

Ces études se sont intéressées exclusivement à des patients souffrant de RMCR et dont l'articulation glénohumérale était suffisamment détériorée pour subir une arthroplastie. Nous pouvons observer qu'aucune des opérations n'a été l'objet d'une révision prothétique. L'hémiarthroplastie est la plus simple des options prothétiques pour l'épaule car l'opération se limite à un seul composant huméral, ainsi elle est rarement utilisée en remplacement d'une autre prothèse.

Le suivi moyen des études n'est pas très long mais le recul maximum est souvent supérieur à 5 ans et s'étend jusqu'à 11 ans [91] (voir Tableau I). Aussi, l'âge moyen des patients implantés est assez avancé et se situe autour de 70 ans.

Dans toutes les études citées précédemment, la douleur fut totalement éradiquée au moins chez la moitié des sujets, voire même chez les trois quarts [91]. Sinon, il y eut toujours une amélioration.

Le tableau suivant (Tableau II) résume les résultats fonctionnels obtenus lors des six études en question.

Tableau II

Résumé des résultats fonctionnels des études cliniques avec hémiarthroplastie dans le cas de RMCR

Auteurs	Score fonctionnel UCLA <sup>U</sup>		Abduction ou élévation (écart)		Rotation externe (écart)	
	Pré-op	Post-op	Pré-op	Post-op	Pré-op	Post-op
Pollock 1992 [83]	<i>nd</i>	<i>nd</i>	60° ( <i>nd</i> )	112° ( <i>nd</i> )	24° ( <i>passive</i> )	46° ( <i>nd</i> )
Arntz 1993 [6]	<i>nd</i>	<i>nd</i>	66° (44-90°)	109° (70-160°)	<i>nd</i>	<i>nd</i>
Williams 1996 [106]	<i>nd</i>	<i>nd</i>	70° (0-155°)	120° (15-160°)	27° (0-65°)	46° (0-70°)
Field 1997 [40]	<i>nd</i>	<i>nd</i>	60° (40-80°)	108° (80-130°)	16° (0-30°)	30° (20-40°)
Zuckerman 2000 [113]	11/35 (31%)	22/35 (63%)	69° (20-140°)	86° (45-140°)	15° ( <i>nd</i> )	29° ( <i>nd</i> )
Sanchez-Sotelo 2001 [91]	<i>nd</i>	<i>nd</i>	72° (30-150°)	91° (40-165°)	36° (0-80°)	41° (0-90°) *

*nd* : Non disponible ; \* Non significatif ;

<sup>U</sup> : score fonctionnel de l'Université de Californie, Los Angeles, s'appuyant sur des critères de douleur, fonction, élévation active, et satisfaction [82].

Malgré les moyens actuels disponibles pour standardiser les résultats cliniques, comme l'échelle reconnue de Constant-Murley [19, 82] ou d'autres comme l'ASES<sup>A</sup> [55, 82] ou encore l'UCLA<sup>U</sup> [82], utilisé par Zuckerman et al.[113], aucune autre des études n'en a fait l'usage.

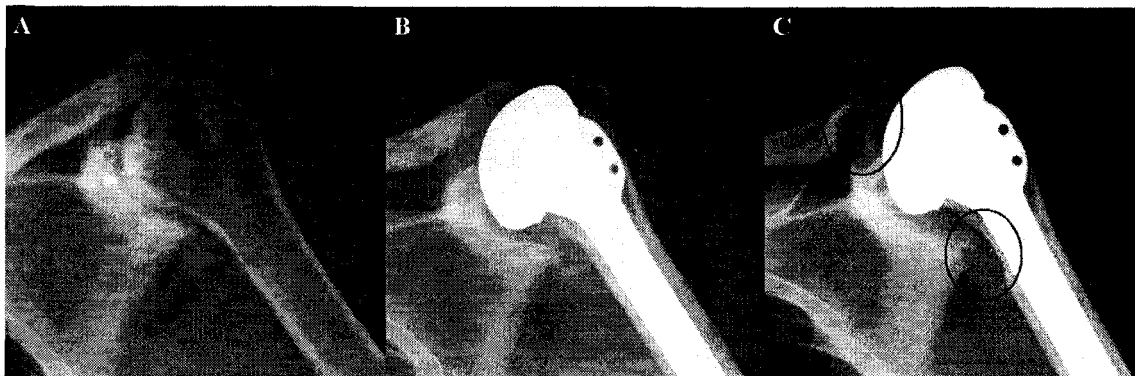
<sup>A</sup> Score fonctionnel de l'*American Shoulder and Elbow Surgeons*

<sup>U</sup> Score fonctionnel de l'*University of California, Los Angeles*

Ces différents scores donnent pourtant une idée du résultat post-opératoire en évaluant par exemple la douleur, l'état fonctionnel général de l'articulation évaluée et la satisfaction du patient [82]. Pour Zuckerman et al.[113], les patients ont en moyenne doublé leur score final, en étant toutefois aux deux tiers (22/35) du score maximal.

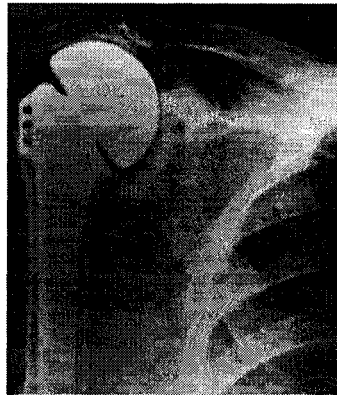
Plus précisément, l'élévation moyenne du bras est parfois améliorée de façon importante, comme pour Pollock et al.[83] avec une augmentation de 52°. Mais les résultats sont disparates : 17° et 19° seulement sont observés dans les études de Zuckerman [113] et Sanchez-Sotelo [91], respectivement, et dans l'étude de Williams et Rockwood [106], 5 patients sur les 21 traités furent incapables de lever le bras jusqu'à 90°. Aussi, Zuckerman et al.[113] purent évaluer que 6 patients sur 15 présentèrent un couple de force maximum en abduction augmenté de moitié environ après leur opération. Sanchez-Sotelo et al.[91] observèrent que si les 3 patients les plus satisfaisants pouvaient lever le bras plus haut que 150°, 6 ne pouvaient pas dépasser 70°.

En ce qui concerne la rotation externe, elle fut presque doublée dans les trois études de Williams et Rockwood [106], Field et al.[40], Zuckerman et al.[113]. Par contre elle ne fut pas augmentée de manière significative pour Sanchez-Sotelo et al.[91]. La rotation interne étant mesurée par l'observation du point le plus haut dans le dos atteignable par le pouce des patients, elle ne fait pas l'objet d'une notation précise. Cependant, la différence entre l'état pré et post-opératoire fut commentée comme non significative par Zuckerman et al.[113] mais augmentée par Williams et Rockwood [106], Field et al.[40] et Sanchez-Sotelo et al.[91].



**Figure 9** *Radiographies de l'épaule gauche d'un patient de 63 ans souffrant de RMCR et ayant subi une hémiarthroplastie. (A) préopératoire, (B) juste après l'opération et (C) 2 ans après : noter la perte osseuse de l'acromion et l'entaille de l'humérus au niveau du contact avec la partie inférieure de la glénoïde (tirées de Sanchez-Sotelo et al.[91])*

Les complications sont faibles pour l'hémiarthroplastie, même si Sanchez-Sotelo et al.[91] affirment qu'une instabilité articulaire et des déformations osseuses humérale et scapulaire sont à prévoir selon leurs observations radiologiques (Figure 9). Pour cette raison, le bon état de l'arche coracoacromiale, limitant les migrations supérieure et antérieure de la tête humérale, est une condition pour l'hémiarthroplastie [40, 91, 113]. À cet effet, Field et al.[40] ont implanté des têtes humérales légèrement surdimensionnées de sorte à s'articuler efficacement avec l'arche coracoacromiale (Figure 10), néanmoins les résultats furent dits encourageants mais limités. Mais Zuckerman et al.[113] n'étaient pas pour l'emploi d'une tête humérale surdimensionnée qui aurait pu créer une tension importante des tissus mous et Sanchez-Sotelo et al.[91] établirent qu'aucune relation n'existait entre la taille de la tête humérale et les résultats post opératoires.



**Figure 10** *Radiographie d'hémiarthroplastie avec une tête humérale surdimensionnée; noter le contact direct avec l'acromion et le bord supérieur de la glénoïde (tirée de Field et al.[40])*

Ainsi, les résultats fonctionnels ne s'avèrent pas constants selon les études et les patients considérés, et restent donc peu prédictibles [14]. L'abduction est toujours augmentée mais de façon inégale. Cependant, les auteurs s'accordent pour dire que l'hémiarthroplastie semble la meilleure alternative pour les patients souffrant de RMCR [6, 40, 83, 91, 106, 113], même si les patients ne peuvent s'attendre à recouvrir le niveau de mouvement et d'activité attendus pour des patients atteints d'arthrose glénohumérale avec une CR fonctionnelle [83]. Kelly et al.[54] (2003) affirment que selon leurs observations l'hémiarthroplastie est satisfaisante pour le bon soulagement de la douleur mais que les patients ne peuvent généralement pas lever le bras plus haut que 90°. D'ailleurs, lorsque les résultats de l'hémiarthroplastie avec une CR lésée sont évalués avec une échelle de notation standard, ils se montrent clairement inférieurs à ceux d'une épaule avec coiffe intacte pour Williams et Rockwood [106] (1996).

En 1999, Jensen et al.[53] affirmaient dans leur revue sur l'arthropathie secondaire à la RMCR que l'hémiarthroplastie semblait être la procédure de choix, procurant soulagement de la douleur et amélioration de la fonction. De plus, cette opération évite les complications [37], en particulier par l'absence de composant glénoïdien [54, 112] propice au descellement. Aussi, des proportions anatomiques de la tête humérale sont

conseillées, de sorte à ne pas rigidifier l'articulation GH par la surtension des tissus mous [53, 54, 112], pouvant créer douleur et limite de mobilité.

### 1.1.3 Hémiarthroplastie bipolaire

La prothèse bipolaire présente les mêmes caractéristiques que l'hémiarthroplastie classique, avec l'ajout d'une rotule entre la tête prothétique et la tige. Le but de cette rotule consiste à procurer plus de liberté de mouvement à l'articulation, en réduisant les frottements sur la glénoïde. Lorsque le bras bouge, il se passe ainsi une combinaison de deux mouvements : la rotation de la rotule et le glissement de la tête prothétique sur la glénoïde.



**Figure 11** *Radiographie d'une hémiarthroplastie bipolaire; une rotule additionnelle se trouve sur la face externe de la tête humérale pour offrir une mobilité entre cette dernière et la tige (tirée de Sarris et al.[92])*

Il existe peu de littérature concernant les prothèses d'épaule bipolaires comme traitement de l'arthropathie liée à une RMCR. Sarris et al.[92] (2003), Petroff et al.[81] (1999) ainsi que Worland et al.[109] (1997) s'accordent pour dire que cette solution est une alternative à l'hémiarthroplastie conventionnelle, pouvant procurer une meilleure amplitude de mouvement en raison de la présence de la double rotation offerte par la



rotule supplémentaire. Aussi, la prothèse bipolaire accroît le bras de levier du deltoïde selon Sarris et al.[92]. Mais plus d'un tiers des patients ne peut toutefois pas effectuer une flexion frontale au-delà de 90°.

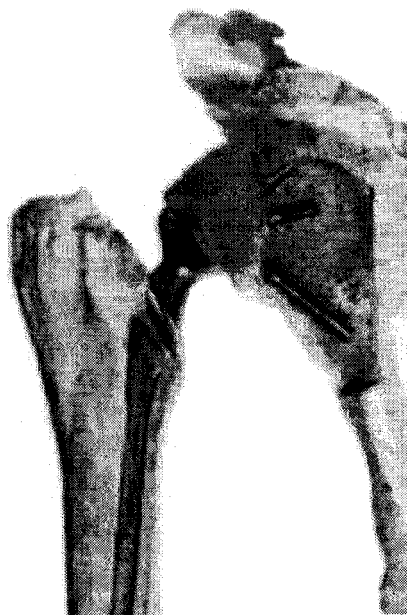
Seulement, l'effet rotatoire de la tête prothétique par rapport à la tige semble se perdre avec le temps. Selon trois études menées, le mouvement permis entre les deux composants peut perdurer plus de 5 ans [109], plus de 4 ans [81] ou plus de 14 mois [71], avec une amplitude moyenne de 23.5° sur les 50° originaux offerts par la prothèse [92], soit moins de la moitié. Cette limitation serait due au développement de tissus divers autour de la rotule, l'empêchant de bouger correctement, et s'expliquerait par le caractère non porteur de l'articulation de l'épaule [92], en comparaison avec celle de la hanche.

La prothèse bipolaire semble assez similaire à l'hémiarthroplastie classique en vue des résultats obtenus dans les rares études trouvées dans la littérature. Même si les auteurs affirment que le gain en mouvement est potentiellement supérieur, il est amené à décroître avec le temps en raison de la perte de mobilité des composants spécifiques à ce type de prothèse. Nous pouvons penser que ceci risque de donner des complications à long terme avec la perte de rotation double, selon l'évolution observée dans la littérature, revenant à une hémi arthroplastie simple inadéquatement posée.

#### **1.1.4 Arthroplastie totale**

Dans l'arthroplastie totale, il existe deux types de prothèses : contraint ou non contraint. Comme nous avons pu le lire plus haut, le type contraint impose une cinématique particulière à l'articulation, les composants huméral et glénoïdien s'articulant ensemble selon une rotation sans glissement. Le type non contraint quant à lui offre la possibilité à la tête humérale de glisser sur le composant glénoïdien.

Dines et al.[36] firent en 2006 une revue des complications des arthroplasties totales non contraintes. Sur 77 épaules rapportées, 4 seulement étaient directement traitées pour une arthropathie liée à une RMCR. Pour ces cas précis, le composant glénoïdien de la prothèse ne fut pas installé et la tête surdimensionnée, ce qui revint à procéder à une hémiarthroplastie. Les résultats étaient qualifiés comme « non encourageants » et les 4 épaules furent révisées au moins une fois chacune. Aussi, en vue de leur connaissance, une hémiarthroplastie posée sur une épaule très instable peu diminuer la douleur mais la fonction de l'épaule, même si améliorée, reste très limitée.



**Figure 12** *Prothèse totale Mark II Stanmore dans des os partiellement découpés pour observer le montage prothétique (tirée de Lettin et al.[59])*

Le problème principal de la prothèse contrainte associée à une épaule atteinte de RMCR est le descellement des composants prothétiques et plus spécialement la partie attenante à la glénoïde. Lettin et al.[59] (1982) déplorèrent 10 patients sur 49 sujets à des descellements avec la prothèse Stanmore, totale et contrainte (Figure 12), entre 1 et 18 mois après leur opération. Gristina et al.[47] (1987) affirmèrent qu'un changement dans

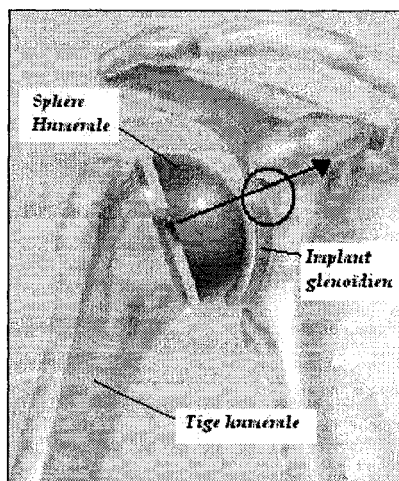
la position du centre de rotation, qui s'observe lors d'une migration anormale de la tête humérale chez des patients atteints de RMCR, pouvait produire des contraintes amenant au descellement de l'implant glénoïdien. Ils recommandaient alors l'hémi arthroplastie pour éviter ce risque.

Ensuite, Franklin et al.[42] (1988) rapportèrent 7 descellements glénoïdiens sur 14 patients opérés avec rupture partielle ou massive de la CR. Sur les 7 patients, 6 présentaient une RMCR avant l'opération et le dernier a développé une rupture un an plus tard. Le composant huméral montrait une migration supérieure et exerçait une force sur la partie haute du composant glénoïdien qui se retrouvait à basculer vers le haut, en moyenne 2½ ans (30 mois) après l'opération. Le groupe contrôle de 16 patients sans rupture de coiffe et les auteurs n'observèrent pas de descellement pour ceux-ci au cours d'un suivi moyen de 5 ans : la RMCR et le descellement glénoïdien furent alors associés. Des résultats et conclusions similaires furent mises en évidence par Hawkins et al.[51] (1989) pour 18 patients opérés avec une arthroplastie totale non contrainte.

Pollock et al.[83] (1992), comparèrent hémiarthroplastie et arthroplastie totale non contrainte chez des patients souffrant de dysfonctionnement de la CR. Sur les 11 épaules opérées pour une arthroplastie totale, l'élévation post opératoire ne fut améliorée en moyenne que de 2°, contre 52° pour les patients avec hémiarthroplastie seulement. Pour eux, le groupe d'hémiarthroplastie présentait des résultats équivalents ou meilleurs que celui d'arthroplastie totale. De plus, les durées d'intervention et d'hospitalisation furent plus longues pour l'arthroplastie totale, ce qui ajoutait au choix de l'hémiarthroplastie en présence de RMCR.

Récemment, dans leur suivi à long terme (minimum 10 ans) concernant des patients ayant subi une arthroplastie totale, Deshmukh et al.[34] (2005) n'inclurent qu'un seul cas de RMCR sur les 320 opérations répertoriées. Il y eut peu de révisions (22) et l'incidence des révisions pour descellement (15 cas) fut de seulement 4.7 %. En vue de

cette récente revue, nous pouvons penser que de nos jours une arthroplastie totale ne semble pas être indiquée pour une RMCR.

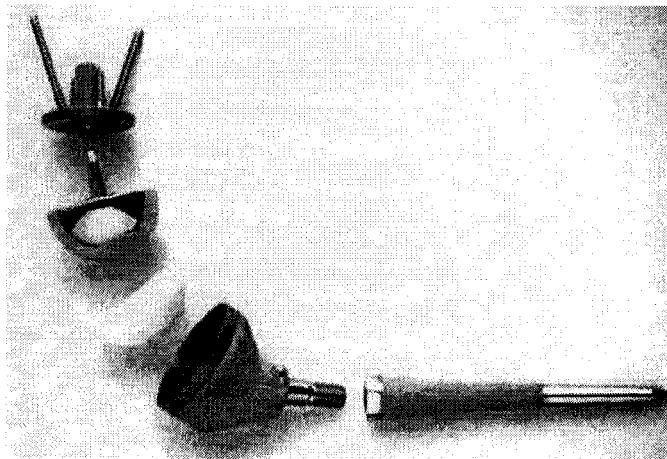


**Figure 13** *Dessin d'une prothèse totale d'épaule semi contrainte : le composant huméral migre vers le haut et exerce une force sur le bord supérieur de la glénoïde prothétique (tirée de OpSmart.com)*

La prothèse totale donne de hauts taux d'échecs (avec ou sans coiffe des rotateurs inopérante) dus en particulier à des descellements huméraux ou glénoïdiens [21, 53, 59]. Ces observations peuvent s'expliquer par les forces de cisaillement à l'interface glénoïde-os, dues à la migration supérieure de l'humérus et provoquant le descellement, phénomène appelé communément « Rocking-Horse » [10, 42, 83]. Ainsi, Kelly et al.[54] (2003) suggérèrent qu'un chirurgien devrait installer un implant glénoïdien seulement après l'échec d'une hémiarthroplastie.

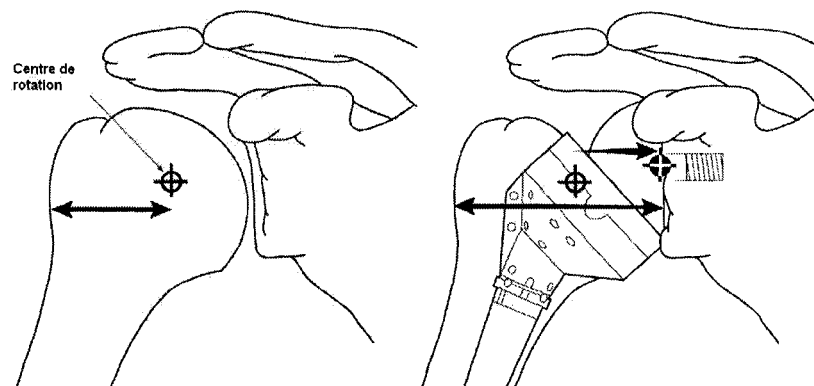
### 1.1.5 Prothèse totale inversée

La prothèse inversée possède des composants huméraux et glénoïdiens, mais contrairement à l'anatomie normale, la sphère articulaire se retrouve sur le composant glénoïdien appelé *glénosphère* et la tête humérale prothétique la recevant est alors concave (Figure 14).



**Figure 14** *Prothèse inversée Delta III, avec de haut en bas : plaque de fixation glénoïdienne et vis, glénosphère, cupule en polyéthylène, cône huméral et tige humérale (tirée de Woodruff et al. [108])*

Cette prothèse de type semi contraint impose la rotation de l'articulation GH (glénohumérale) avec une grande congruence. L'avantage de cette géométrie est la médialisation du centre de rotation (Figure 15), se retrouvant à l'interface glénosphère-os, réduisant les forces de cisaillement [25]. Aussi, l'éloignement du centre de rotation permet l'accroissement du bras de levier du muscle deltoïde (Figure 15), qui peut ainsi compenser pour les muscles non fonctionnels de la CR [14]. La scapula ne présentant pas de masse osseuse importante, il est alors essentiel de trouver des moyens pour améliorer la fixation de l'implant glénoïdien [108], sans quoi le descellement peut être précoce.



**Figure 15** *Dessin d'une épaule anatomique avec le centre de rotation original (à gauche) et d'une épaule avec prothèse inversée (à droite), médialisant le centre de rotation et augmentant ainsi le bras de levier du muscle deltoïde (tirée de Frankle et al.[41])*

La prothèse inversée, relativement nouvelle, souffre d'un manque de suivi à long terme mais les principales études menées sur des épaules avec RMCR sont plus nombreuses que celles concernant l'hémiarthroplastie. Elles ont en général un recul moyen d'environ 3 ans, avec un minimum de 2 ans et ont toutes été publiées récemment (Jacobs et al.[52] (2001), Boulahia et al.[17] (2002), Sirveaux et al.[95] (2004), Werner et al.[105] (2005), Boileau et al.[14] (2005), Frankle et al.[41] (2005)). Les seules études plus étendues dans le temps furent celles de Rittmeister et al.[89] (2001) avec un recul moyen de 4½ ans, pour un minimum de 4 ans, ainsi que Woodruff et al.[108] (2003) avec 7 ans en moyenne et un minimum de 5 ans. Ces données se retrouvent dans le Tableau III. Dans le cas d'une RMCR, la prothèse inversée n'est pas souvent employée pour une révision prothétique. Les risques de descellements huméraux, comme nous allons le voir plus bas peuvent justifier cette faible utilisation.

Tableau III

Population des études cliniques avec la prothèse d'épaule inversée dans le cas de RMCR

Auteurs	n	Age (écart)	Suivi moyen (écart)	n RMCR	n R.P. (%RMCR)
Jacobs 2001 [52]	7	72 (54-80)	2.1 ans (1.33-3.08)	7 (50%)	0
Rittmeister 2001	7	60 (38-63)	4.5 ans (4-6.08)	7 (100%)	0
Boulahia 2002 [17]	16	77 (68-80)	2.9 ans (2-5.41)	16 (100%)	0
Woodruff 2003	17	64 (43-72)	7.25 ans (5-9.16)	17 (100%)	0
Sirveaux 2004 [95]	80	73 (60-86)	3.7 ans (2-8.08)	80 (100%)	0
Boileau 2005 [14]	45	nd	3.33 ans (2-6)	21 (46.6%) min. <sup>+</sup>	19 (nd) <sup>+</sup>
Frankle 2005 [41]	60	71 (34-86)	2.75 ans (2-5.66)	60 (100%)	0
Werner 2005 [105]	58	68 (64-84)	3.16 ans (2 min)	58 (100%)	21 (36.2%)
Guery 2006 [48]	80	71 (58-87)	5.8 ans (5 min)	66 (82.5%)	0

n : nombre total d'épaules implantées ; n RMCR : nombre d'arthroplasties effectuées pour une RMCR ;  
n R.P. : nombre d'épaules opérées en révision d'une prothèse précédente ; nd : non disponible

<sup>+</sup> dans Boileau et al.[14] 2005 le nombre d'épaules avec RMCR parmi les révisions n'est pas donné

Le Tableau IV résume les résultats fonctionnels des études considérées, assez prometteurs et justifiant l'engouement pour cette prothèse. La douleur est grandement soulagée [14, 27, 41, 52, 89, 108], voire presque éradiquée [95] et l'élévation frontale ou l'abduction du bras s'avèrent nettement améliorées dans la plupart des cas [17, 41, 52, 89, 95, 105]. Woodruff et al.[108] (2003) trouvèrent que l'amplitude de mouvement et la puissance étaient variables, sans toutefois donner de valeurs. Par contre, la rotation externe n'est pas améliorée [14, 17, 95], voire même diminuée dans le cas de l'étude de Werner et al.[105] (2005). Aussi, la rotation interne reste inchangée ou limitée [14, 17, 52, 95], empêchant les patients d'atteindre leur dos avec la main. Boileau et al.[14] (2005) expliquent cette limitation de mouvement par la médialisation du centre de rotation, empêchant la cupule humérale de tourner autour de la glénosphère et diminuant la possibilité du deltoïde à compenser pour les rotateurs absents (Figure 16). Cependant, c'est aussi cette même médialisation qui permet d'accroître la force du deltoïde en abduction (Figure 17).

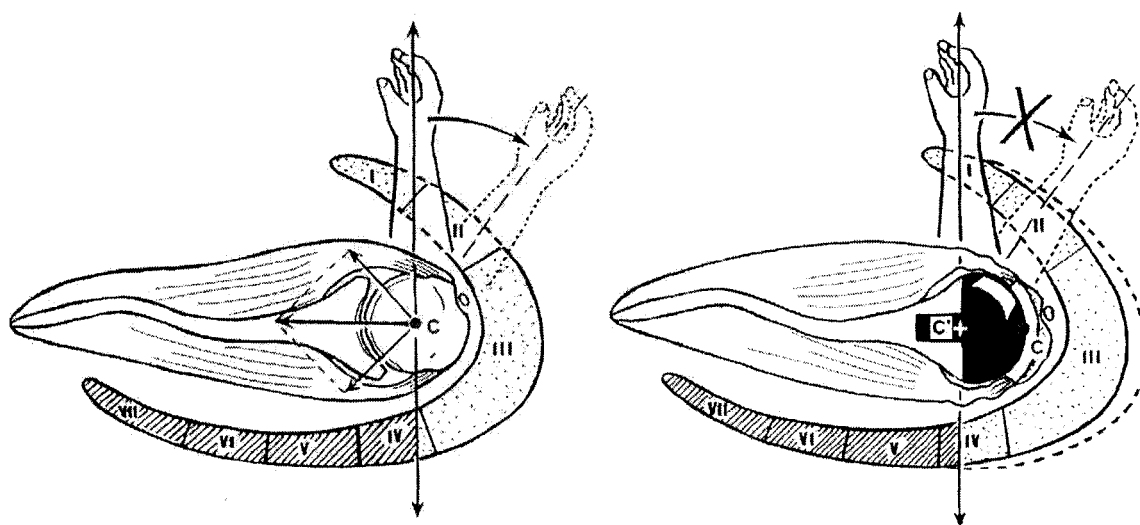
Tableau IV

Résumé des résultats des études cliniques avec la prothèse d'épaule inversée dans le cas de RMCR

Auteurs	Score Constant en % (écart)		Abduction ou élévation (écart)		Rotation externe (écart)	
	Pré-op	Post-op	Pré-op	Post-op	Pré-op	Post-op
Jacobs 2001 [52]	17.9 (10-27)	56.7 (46-70)	<i>moins de 90°</i>	<i>plus de 90°</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>
Rittmeister 2001 [89]	17 (4-25)	63 (41-79)	<i>nd</i>	<i>au moins 90°</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>
Boulaiah 2002 [17]	22 (5-38)	59 (41-78)	70° (30-100°)	138° (95-170°)	6° (-20-50°)	3° (-20-45°)
Woodruff 2003 [108]	<i>nd</i>	59 (37-86)	<i>nd</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>
Sirveaux 2004 [95]	22.6 (4-50)	65.5 (34-85)	73° ( <i>nd</i> )	138° ( <i>nd</i> )	3.5° ( <i>nd</i> )	11,2° ( <i>nd</i> ) *
Boileau 2005 [14]	17 (14-20)	59 (53-65)	55° (47-63°)	121° (111-131°)	7° (1-13°)	11° (5-16°) *
Frankle 2005 [41]	<sup>A</sup> 34.3 (0-65)	<sup>A</sup> 68.2 (15-100)	41.4° (0-110°)	101.8° (30-180°)	<i>nd</i>	35.9° (5-60°)
Werner 2005 [105]	29 (3-53)	64 (10-100)	43° (0-90°)	90° (0-165°)	17° (-20-70°)	12° (-50-60°)
Guery 2006 [48]	<i>nd</i>	< 30	<i>nd</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>

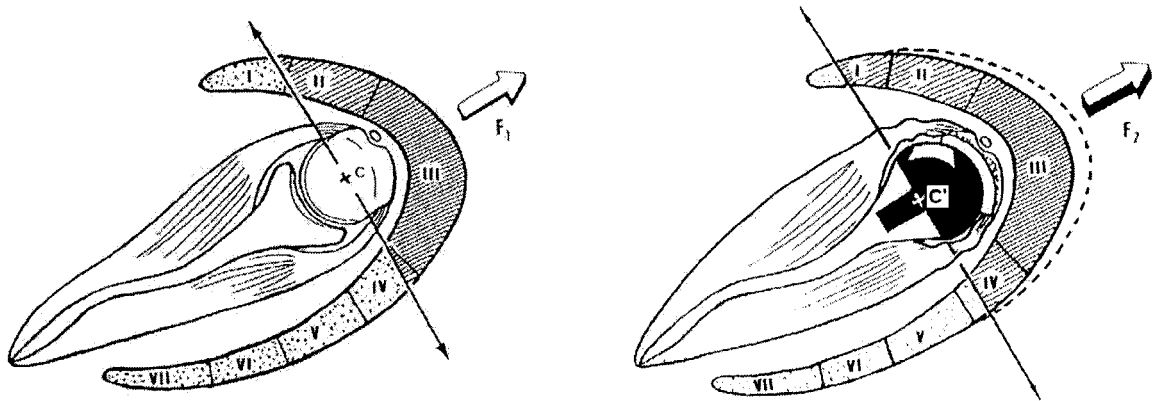
*nd* : Non disponible ; \* Non significatif ;

<sup>A</sup> Frankle et al.[41] ont utilisé le système American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES) [55]



**Figure 16** *Illustration de la limitation en rotation externe avec une prothèse inversée : avant l'opération (gauche) les fibres du deltoïde postérieur recrutées sont plus nombreuses qu'après l'opération (droite) en raison de la médialisation du centre de rotation (de C vers C') (tirée de Boileau et al.[14])*

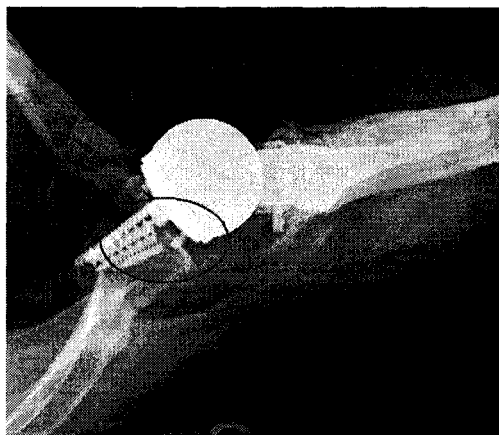




**Figure 17** *Le centre de rotation médialisé par la prothèse inversée (C', à droite) provoque le recrutement de plus de fibres du deltoïde qu'avant l'opération (C, à gauche), permettant une plus grande force en abduction (tirée de Boileau et al.[14])*

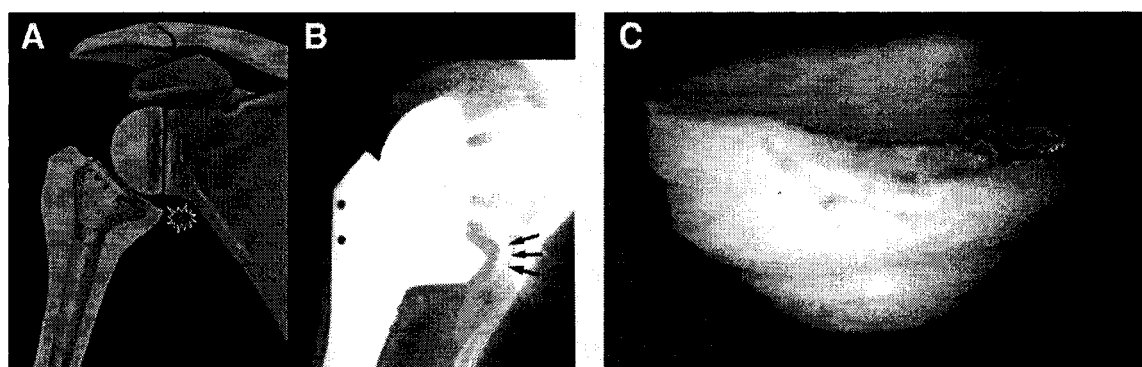
Même si Jacobs et al.[52] (2001) et Boulahia et al.[17] (2002) n'observèrent pas de descellement, leurs études restent les plus courtes. Des liserés radiographiques furent observés autour du composant huméral pour tous les cas de Woodruff et al.[108] (2003), et autour de la glène pour 5 cas sur 13, traduisant une sollicitation trop importante pouvant mener à un descellement, qualifiée d'«inquiétante» par les auteurs.

Rittmeister et al.[89] (2001), Sirveaux et al.[95] (2004), Frankle et al.[41] (2005), Werner et al.[105] (2005) et Boileau et al.[14] (2005) firent des observations similaires, avec une importance cependant moins importante. On assiste même parfois à la rupture de l'implant glénoïdien (Figure 18).



**Figure 18** *Radiographie de l'épaule d'un patient avec échec de la fixation de la base de l'implant glénoïdien, dont les vis se sont cassées (tirée de Frankle et al.[41])*

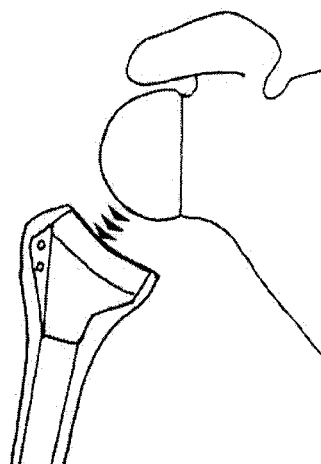
De plus, l'encastrement de la cupule humérale sous la glénosphère peut mener à l'encochage de la scapula et l'usure de la cupule de polyéthylène [14]. Une encoche scapulaire se retrouve dans plus de 50% des cas [14, 17, 27, 89, 95] (Figure 19).



**Figure 19** *La courte avancée de la glénosphère et l'orientation horizontale de la cupule humérale sont responsables de l'encochage scapulaire (A); exemple d'encochage important, jusqu'à la vis inférieure du composant prothétique (B); usure de la cupule humérale en raison de l'encochage (C) (tirées de Boileau et al.[14])*

En vue de ces remarques, la prothèse inversée ne seble pas la plus fiable dans la longévité. Les complications, mineurs comprises, rapportées par Werner et al.[105] (2005) furent de 50% et le taux de ré opération fut de 33%. Boileau et al.[14] (2005)

indiquèrent à leur tour que les taux de révisions et de complications étaient élevés, alors que les résultats sont moins prédictibles que pour d'autres chirurgies. Un échec dans la mise en tension suffisante du deltoïde peut être source d'instabilité de la prothèse [14, 17, 27, 89] en pouvant créer une décoaptation en cas de sous-tension (Figure 20) ou fracture de fatigue de l'acromion en cas de surtension[14, 68]. Enfin, la médialisation de l'humérus laisse les muscles teres minor et major lâches, pouvant également créer de l'instabilité [14].



**Figure 20** *La sous-tension du deltoïde peut créer une décoaptation globale, source d'instabilité pour l'épaule (tirée de Boileau et al.[14])*

Dernièrement, Guery et al.[48] (2006) étudièrent la survie de la prothèse inversée avec un recul de 5 à 10 ans, sur 80 patients dont la majorité (82.5%) souffraient de RMCR. Ils évaluèrent qu'à partir de l'opération, le descellement survenait autour de 3 ans et la détérioration progressive des résultats fonctionnels environ 6 ans après, avec un score de Constant-Murley [19] moyen inférieur à 30/100.

Ainsi, même si les résultats post opératoires de mobilité du bras en abduction semblent supérieurs à l'hémiarthroplastie, ils ne sont peut-être pas amenés à perdurer. Les différents auteurs s'accordent pour dire que le suivi à long terme doit être fait pour mieux connaître l'évolution de la prothèse inversée, en particulier au niveau de la

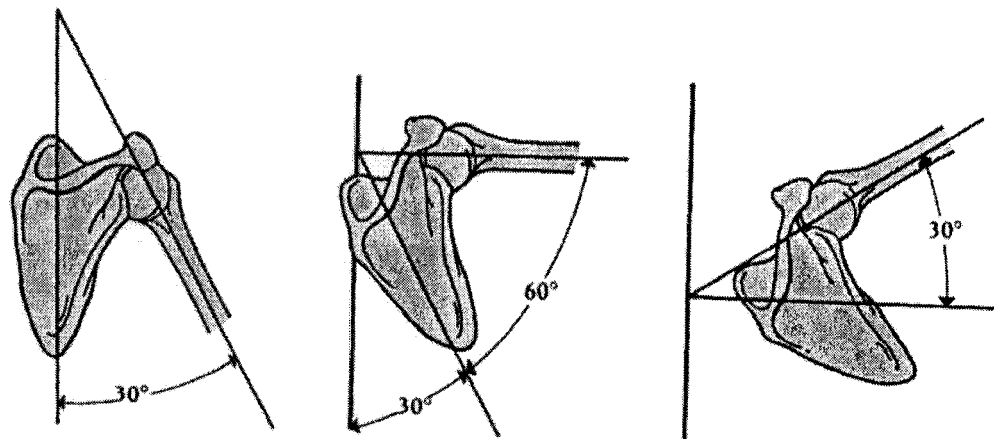
longévité et de l'efficacité des implants [41, 52, 95, 105]. Pour ces raisons, la prothèse inversée est pour l'instant recommandée pour des patients âgés, soit plus de 70 ans, atteints d'arthropathie associée à une CR non fonctionnelle [14, 17, 95, 105] et avec des niveaux d'activité ou des exigences faibles [14, 48].

En résumé, pour traiter une arthroplastie secondaire à une RMCR le choix actuel est partagé entre l'hémiarthroplastie, selon une géométrie anatomique, et la prothèse inversée, basculant les principes classiques de la biomécanique de l'épaule. La littérature s'accorde pour dire que les résultats sont discutables et non homogènes pour l'hémiarthroplastie associée à une RMCR, tout en stipulant qu'elle reste la meilleure option pour éviter les complications. La prothèse inversée quant à elle semble apporter un gain supérieur à l'hémiarthroplastie en abduction, améliorant la fonction générale des patients de manière plus prononcée. Malgré cela les problèmes associés à la prothèse inversée la réservent à des patients âgés. Le besoin clinique résiderait alors en une prothèse s'articulant avec une arche coracoacromiale en bon état, sans composant glénoïdien, favorisant le retour de fonctionnalité à l'instar de la prothèse inversée.

## **1.2 Remarque sur le rythme scapulo-huméral**

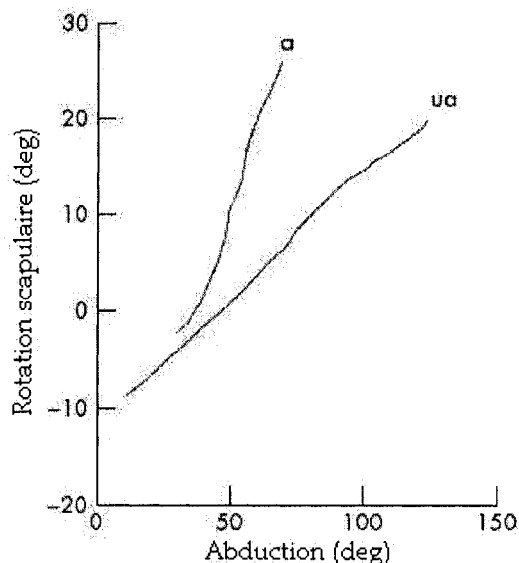
L'articulation glénohumérale (GH) peut être vue comme une articulation de type sphère-dans-une-sphère, facilitant ainsi la visualisation et l'interprétation. Seulement, lors d'un mouvement d'abduction du bras, il se passe une combinaison de deux mouvements : en plus du déplacement relatif de l'humérus par rapport à la scapula, cette dernière bouge également par rapport au thorax. Ainsi, lors de l'abduction du bras, la scapula effectue une rotation vers le haut pour offrir un bon positionnement de la glénoïde face à la tête humérale (Culham et Peat [22] 1993, Borstad et Ludewig [16] 2002), c'est ce qu'on appelle le rythme scapulo-huméral.

Selon Arnheim et William [5] (2000), la rotation scapulo-thoracique n'intervient qu'à partir de 30° d'abduction du bras : de 30° à 90° d'abduction, la scapula accomplit une rotation de 0.5° pour chaque degré d'élévation de l'humérus, puis après 90° la scapula et l'humérus se déplacent suivant la même valeur jusqu'à l'abduction maximum (Figure 21).



**Figure 21** *Illustration du rythme scapulo-huméral (tirée de Arnheim et al.[5])*

D'autres auteurs ne sont pas si catégoriques et observent un mouvement de la scapula plus progressif (Figure 22, courbe *ua*) et l'ont étudié en présence de RMCR (Mell et al.[70] 2005), ou de pseudo paralysie (Vermeulen et al.[102] 2002). En présence de telles pathologies, le mouvement de la scapula se montre différent d'une épaule normale et la rotation scapulo-thoracique intervient avec une amplitude plus prononcée lors de l'abduction (Figure 22, courbe *a*), tout en étant restreinte selon l'amplitude maximum du bras pathologique.



**Figure 22** *Courbes lissées de la rotation scapulaire en fonction de l'abduction dans le plan frontal, pour une épaule saine (ua) et atteinte de pseudo paralysie (a) (tirée de Vermeulen et al.[102])*

Ainsi, l'abduction du bras relève d'un mouvement plus complexe que la seule rotation de l'humérus vis-à-vis d'une glénoïde fixe. Cependant, il apparaît bien difficile de rendre avec fidélité ce mouvement, d'autant plus que le centre de rotation instantané de la scapula change de manière significative durant l'abduction (Baggs et al.[7] (1988)). Mais toujours est-il que l'angle maximum entre l'humérus et la scapula ne dépasse pas  $90^\circ$ . C'est pourquoi les montages recensés dans la section suivante, dans lesquels l'abduction ne dépasse pas  $90^\circ$ , ne simulent pas le rythme scapulo-huméral et qu'on se contente d'un placement fixe de la scapula.

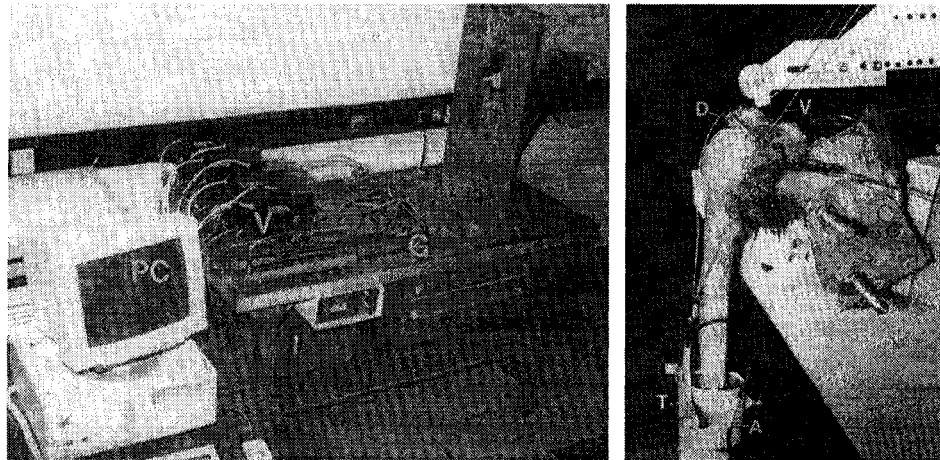
### 1.3 Montages expérimentaux

Pour la mise au point de systèmes destinés à être implantés dans le corps humain, des tests invasifs sont souvent nécessaires. Or dans le cadre de la recherche, il est inconcevable d'implanter de nouveaux composants *in vivo* chez l'humain seulement

pour en observer les conséquences. Un montage expérimental avec des spécimens cadavériques offre la possibilité d'effectuer toutes sortes de manipulations sur l'anatomie étudiée, sans les restrictions éthiques et les risques associés à des expérimentations sur l'humain. C'est le cas pour la simulation d'une RMCR ou la recherche d'une nouvelle forme prothétique, demandant des études biomécaniques qui impliquent l'étude ou la modification de l'articulation en question.

Parfois, les montages sont de type statique, ce qui signifie qu'ils ne reproduisent pas l'effet des muscles, le bras étant élevé manuellement ou à l'aide de poulies et de câbles (Ovesen et al.[78] 1986, An et al.[2] 1991 et Loehr et al.[64] 1994). Dans ces montages, la ligne d'action et le rôle du muscle au cours du mouvement ne sont pas simulés. De ce fait, l'effet d'un changement de géométrie osseuse sur la force d'abduction ne peut pas être étudiée avec ce genre de montage. Il devient alors nécessaire d'utiliser un montage dynamique et continu, permettant de simuler le rôle des muscles durant le mouvement.

Le premier montage dynamique destiné à simuler la force dans le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs fut mis au point par Wuelker et al.[111] (1995). Les bras étaient amputés au-dessus du coude et les auteurs fixèrent un manchon en aluminium ainsi que des poids pour tenter de reproduire la condition d'un bras normal. Les muscles, simulés par des câbles métalliques, étaient actionnés par des vérins dirigés par ordinateur (Figure 23). Les principales restrictions du montage furent sa complexité, d'où une mise en œuvre difficile et coûteuse, et l'utilisation de bras amputés.

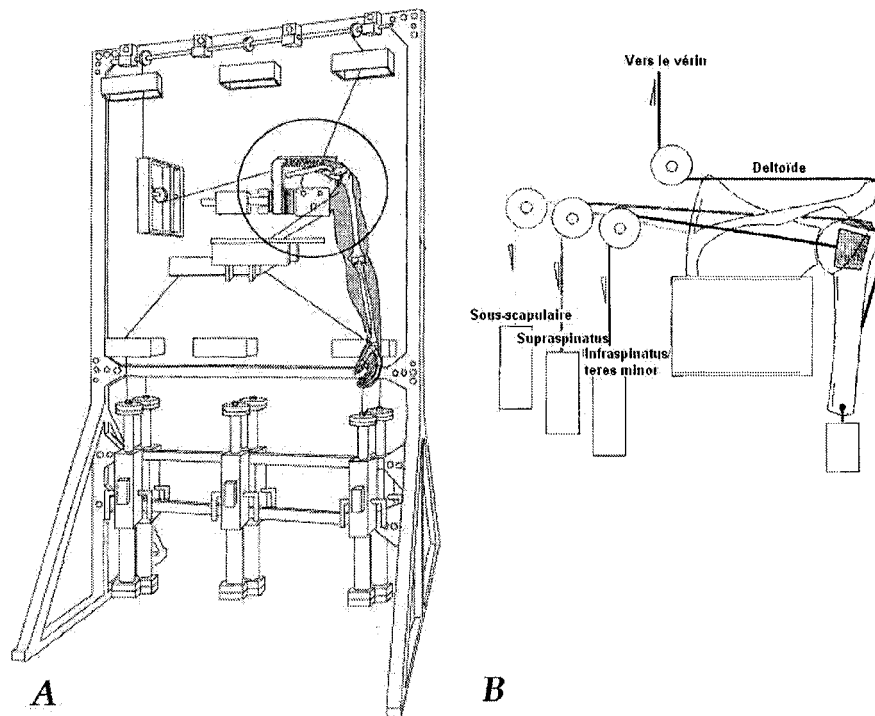


**Figure 23** *Montage expérimental, à gauche, avec ordinateur, vérins et capteurs de force (G); Specimen cadavérique monté, à droite, avec les câbles simulant le deltoïde moyen (D) et antérieur (V), un capteur à ultrasons (T) et le manchon en aluminium (A) (tirées de Wuelker et al. [111])*

De même, Debski [30](1995), McMahon [69](1995), Thompson [100](1996), Parsons [80](2002) et leurs collaborateurs développèrent un montage pour différentes expérimentations explorant le mouvement et les forces dans l'articulation glénohumérale (GH). Ce montage complexe mais complet permet de contrôler dynamiquement les muscles à l'aide de plusieurs vérins et d'équilibrer leur contribution pour obtenir le mouvement souhaité (abduction, rotation...), avec des bras complets (Figure 24-A).

Bono et al. (2001) mirent au point un montage similaire avec un vérin seulement pour simuler le deltoïde et des jeux de poids et poulies pour les autres muscles de l'épaule. Des bras incomplets affublés d'un poids furent utilisés pour étudier l'effet du déplacement de fractures de la grande tubérosité humérale sur la biomécanique de l'épaule (Figure 24-B).





**Figure 24** *A. Montage développé par Debski, McMahon, Thompson, Parsons et al.  
B. Montage de Bono et al.  
(tirées respectivement de Parsons et al.[80] et Bono et al.[15])*

Comme le soulignent De Wilde et al.[28] (2004), un bras tendu demande le maximum de force au deltoïde et ceci en particulier lors de l'abduction, mouvement sollicitant le plus l'articulation de l'épaule. Les montages mettant ce type de mouvement en jeu devraient alors employer de préférence des bras complets pour représenter la réalité inertielle du membre et simuler les contraintes réelles de l'articulation GH.

Malgré leur complexité, on remarquera qu'aucun des montages évoqués précédemment n'implique le rythme scapulo-huméral. Cette lacune représente une étape difficile à franchir. Cependant, si l'abduction se fait jusqu'à 90° avec une scapula fixée au montage, cela représente la plus grande amplitude entre cet os et l'humérus. La quasi-totalité de l'étendue de mouvement relatif entre ces deux structures se voit alors

représentée. Aussi, même si de nombreux paramètres furent pris en compte, la cinématique ne fut pas enregistrée pour des bras avec et sans CR.

Le manque de connaissance de la cinématique 3D de l'épaule, intacte puis avec une lésion de la coiffe des rotateurs, a poussé le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), Montréal, avec Levasseur, Tétrault et al.[61, 62, 99] (*articles soumis en 2006*), à mener ses propres expérimentations. Ce montage, nécessairement dynamique et utilisant des bras entiers, se veut simple tout en permettant une évaluation reproductible de la cinématique de l'épaule à l'aide d'outils précis. Il sera décrit plus bas dans le chapitre *Méthodologie*.

#### **1.4 Logiciels destinés à la modélisation musculo squelettique de l'épaule**

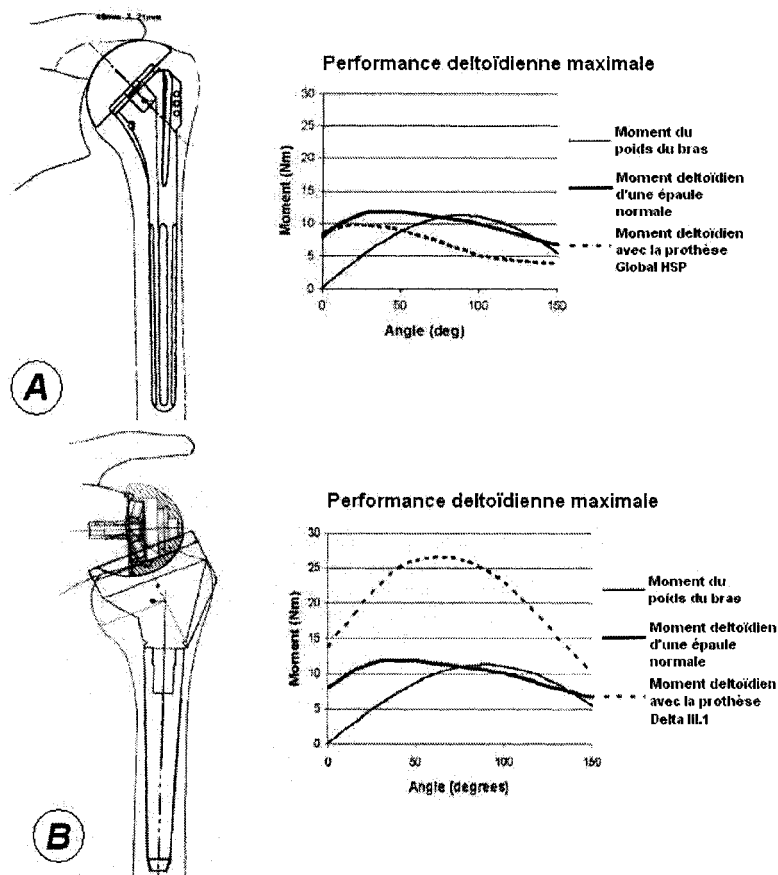
Les montages expérimentaux *in vitro* peuvent représenter des conditions proches de la biomécanique de l'articulation *in vivo*, mais même s'ils facilitent l'étude et la compréhension de nouvelles approches, leurs capacités sont limitées. En effet, seul un petit nombre d'expériences reste faisable sur un même spécimen, il est impossible de reproduire toutes les caractéristiques musculaires et le caractère cadavérique des spécimens peut être source d'instabilité. La modélisation musculo squelettique présente l'avantage d'effectuer des modifications et répétitions illimitées, avec la limite du caractère virtuel propre à l'informatique. L'intérêt de cet outil par rapport aux expérimentations s'illustre alors par la possibilité d'optimisation des paramètres à tester. Ces deux avenues se montrent ainsi complémentaires.

Le développement d'une application complète pour effectuer la modélisation d'un système humain tel que l'articulation de l'épaule représente à lui-même une tâche de grande envergure. Pour cette raison nous avons recherché un logiciel flexible déjà dédié à la représentation musculo squelettique, permettant la modélisation biomécanique de l'épaule normale et avec une RMCR en vue du calcul des forces développées selon un mouvement donné, soit par dynamique inverse. Ce modèle a pour but de valider des

mesures expérimentales et optimiser la géométrie d'une prothèse innovante selon des hypothèses de recherche décrites plus bas à la section *Méthodologie*. Mais la littérature rapporte très rarement des modèles de l'articulation GH construits à partir de logiciels de modélisation musculo squelettique. Nous avons donc choisit un logiciel selon ses possibilités.

En 2004, Scepi et al. [93] ont présenté un modèle tridimensionnel de l'articulation de l'épaule, modélisée à l'aide d'un logiciel de robotique (Solid Dynamics System). Seulement, ce modèle s'appuie sur des lignes d'action droites pour chaque muscle, reliant directement points d'origine et d'insertion. Le deltoïde perd alors de sa spécificité en étant imité par un segment droit et non courbé autour de la tête humérale. Aucune géométrie osseuse n'est prise en compte, on pense à celle de l'humérus, susceptible de changer le chemin du deltoïde en particulier. Malgré son originalité, le logiciel ne présentait donc pas un intérêt direct pour nous.

De Wilde et al. [28], en 2004, ont effectué une étude comparant des prothèses de types anatomique et inversé, dans le cas précis d'une arthropathie secondaire à une RMCR. Pour les estimations biomécaniques, effectuées par informatique, un rythme scapulo-huméral calqué sur des mesures in vivo a été implémenté de sorte à reproduire le mouvement du bras et de la scapula lors de l'abduction dans le plan scapulaire. L'étude semblait alors très complète. Elle mettait en relief le manque de force avec une hémiarthroplastie et la performance de l'arthroplastie totale inversée, en accord avec les observations présentées dans la littérature. Avec une hémiarthroplastie le moment de force deltoïdien devient inférieur au moment de force du poids du bras à partir de  $51^\circ$  (Figure 25-A), limitant l'abduction. Par contre, avec une prothèse inversée le moment de force deltoïdien est supérieur à celui du poids du bras en tout temps (Figure 25-B), offrant une capacité d'abduction permanente et confortable.



**Figure 25** *Hémiarthroplastie (A) et prothèse inversée (B) et leurs performances deltoïdiennes maximales (tirées de De Wilde et al. [28])*

Cependant, le logiciel utilisé n'a pas été spécifié et les reconstructions s'appuyaient sur des photographies et dessins numérisés. Une correspondance avec les auteurs pour en savoir d'avantage et éventuellement collaborer a été assez infructueuse. Nous étions seulement autorisés à venir sur place, en Belgique, pour se servir de leur modèle, et aucune autre information ne nous a été accordée.

Le logiciel SIMM[74] (*Software for Interactive Musculoskeletal Modeling*) a été utilisé par plusieurs auteurs dans la littérature (Delph et al.[31, 32] 1995-2000, Charlton et al.[18] 2001). Il est l'un de ceux qui ont retenu notre attention. Il est possible de définir de nombreux paramètres et construire des muscles enroulés autour de structures

spéciales, à l'instar du deltoïde, de changer les points d'insertion, de déformer les structures osseuses, parmi d'autres fonctions. Toutefois, ce logiciel fonctionne seulement en dynamique simple (« *Forward Dynamics* ») d'où la nécessité d'implémenter tous les éléments concernant la force de chaque muscle ou de définir un patron d'activation des muscles à mettre en action. Delph et Loan [31, 32], en 1995 et 2000, en ont fait une bonne utilisation dans la définition de leurs modèles de locomotion et de l'épaule en spécifiant les surfaces osseuses, la cinématique des joints, les lignes d'action et les paramètres de génération de force des muscles. Une fois le modèle défini, la fonction de chaque muscle peut être analysée en programmant sa longueur, ses bras de levier, sa force et les moments articulaires. Murray et al.[73] (2002), ont également utilisé SIMM en implémentant des bras de levier estimés pour les muscles du coude et en définissant des patrons selon la géométrie osseuse du sujet. La seule exigence incontournable concernant les utilisateurs de SIMM est de connaître la programmation en langage C. Pour une utilisation en dynamique inverse, comme nous le souhaitons, il faut acheter les logiciels supplémentaires SD/Fast et Dynamic Pipeline pour générer les modèles selon le mouvement souhaité. Avec les compléments nécessaires, SIMM semble être un logiciel très complet, mais coûte malheureusement très cher (25 000 \$ US).

MMS[1] (*Musculoskeletal Modeling in Simulink*), fonctionne à partir de SIMM, ainsi que SD/Fast et Dynamic Pipeline, sur Simulink, de Matlab, pour plus de simplicité par une programmation sous Matlab et non en langage C. En 2002 et 2003 Davoodi et al.[23, 24] se sont servi de SIMM, SD/Fast, Dynamic Pipeline et MMS pour mettre au point un modèle de simulation électrique musculaire du corps humain, soit un modèle neuro-musculo-squelettique. Le prix reste le facteur de décision en raison de l'achat nécessaire de quatre logiciels, dont les trois décrits au paragraphe précédent (25 000 \$ US).

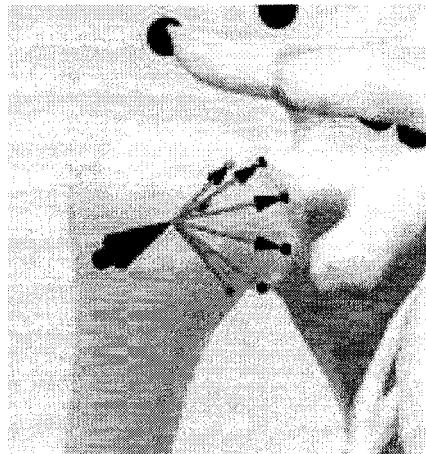
Polygon [103], le logiciel de la société Vicon, bien reconnue pour ses outils d'analyse de mouvement, ne possède pas une grande documentation en ligne et n'a pas fait l'objet de publications. Il permet de définir des points s'enroulant autour de différentes structures telles que des cylindres ou ellipses, de choisir les propriétés force/longueur des muscles. Il permet aussi l'activation des muscles du modèle par le biais de signaux d'électromyographies (EMG), et semble assez complet. Par contre, il nécessite des acquisitions réalisées avec Vicon pour la dynamique inverse, ce qui limite son utilisation.

LifeMOD [12], logiciel complet commercialisé par le *Biomechanics Research Group Inc.*, permet la simulation d'interactions entre l'humain et son environnement, la modélisation d'objets, des études cinématiques et cinétiques et peut utiliser des données provenant d'un système *Vicon*. Peu d'information est disponible sur le modèle musculo-squelettique, à part quelques rares publications dont celle de Pan et al.[79] (2004), ayant utilisé LifeMOD mais aussi d'autres logiciels (ADAMS et Motus system) pour la réalisation de leur modèle dynamique d'un humain marchant avec des échasses. Le prix, 37 000 \$, fut un élément limitant pour le choix de ce logiciel.

Le dernier logiciel s'offrant à nous était Anybody [3, 4], logiciel de modélisation musculo-squelettique et d'ergonomie dédié à la dynamique inverse, développé par les laboratoires de biomécanique de l'Université d'Aalborg au Danemark. Cette application, originellement destinée à mettre au point un vélo performant s'est poursuivie pour permettre une optimisation de l'ergonomie de produits de grandes entreprises, comme Ford [3]. Anybody a fait l'objet de nombreuses présentations dans des congrès internationaux [43, 45, 86, 87, 97] et commence à faire l'objet de parutions dans des journaux scientifiques [29, 43, 49, 50, 88]. Ce logiciel permet l'enroulement de muscles à larges et multiples insertions comme le deltoïde [43], autour de structures spécifiques, d'en modifier les points d'insertion et de passage, de mettre à l'échelle des muscles pour une géométrie osseuse donnée, et de jouer sur les caractéristiques musculaires. Un

algorithme d'optimisation performant permet de trouver la force la plus faible dans chaque muscle pour un mouvement donné. Les patrons de force, de moments et de bras de levier en fonction du temps sont disponibles. Il est aussi possible d'interagir avec des objets ou machines pour les problèmes d'ergonomie. Le langage informatique utilisé ressemble quelque peu au C, quoique plus convivial.

L'articulation de l'épaule, comme dans les autres logiciels recensés, est représentée par une sphère-dans-une-sphère, et non comme une sphère pouvant glisser sur la glénoïde. Ceci reste un élément limitant de ce logiciel dans lequel la possibilité d'importer des géométries osseuses devait être rendue possible selon les concepteurs, mais n'est toujours pas disponible. Nous pouvons toutefois déplacer le centre de rotation selon les besoins au cours du mouvement. Aussi, les forces de réactions dans l'articulation représentent un outil supplémentaire pour le calcul des contraintes, simulées par la présence de huit muscles virtuels très puissants entre la tête humérale et la glénoïde, visibles sur l'illustration de la figure ci-dessous.



**Figure 26** *Muscles virtuels simulant les forces de réactions de l'articulation glénohumérale dans le logiciel Anybody (tirée de AnybodyTechnology [4])*

Ainsi, les logiciels de modélisation musculo squelettique actuels sont limités par la présence de segments rigides remplaçant les os, mais les différentes options de

placement et enroulement des muscles permet de compenser pour l'absence de géométrie osseuse précise. L'articulation de l'épaule reste toujours de type sphère-dans-une-sphère, ce qui n'est pas forcément représentatif de la réalité, surtout dans le cas d'une RMCR, et la seule option satisfaisante réside dans le déplacement du centre de rotation. Enfin, le logiciel doit permettre le calcul de la dynamique inverse pour permettre le calcul des forces selon un mouvement prédéfini. Les capacités, identiques ou supérieures, ainsi que le prix, inférieur aux autres applications (5400 €), nous ont orientés vers l'achat d'Anybody [3, 4].

## **1.5 Force du deltoïde rapportée dans la littérature**

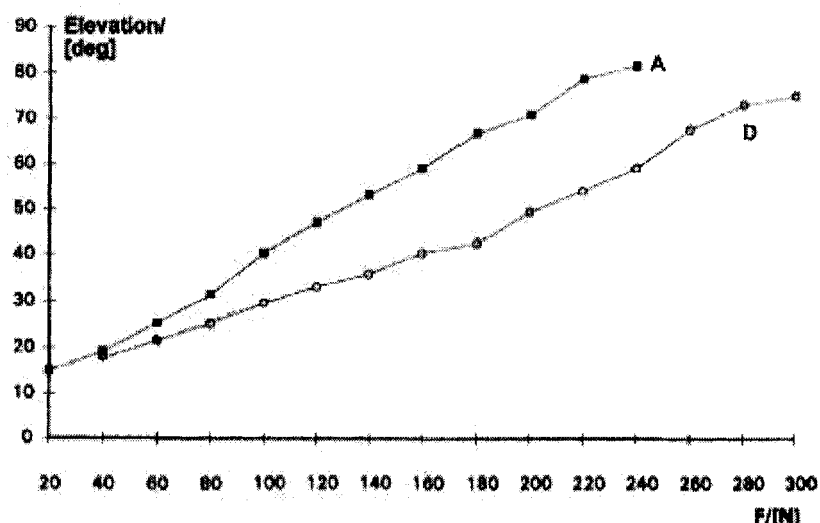
Le deltoïde a fait l'objet de peu d'études dans la littérature, en particulier sur le sujet de la force développée dans ce muscle. En général, les auteurs des montages expérimentaux décrits dans la section 1.3, mettent en avant la contribution du muscle deltoïde ou le changement dans son bras de levier. L'un des buts du présent projet est de mesurer la force développée dans le deltoïde durant l'abduction et d'observer l'effet d'un changement de géométrie sur cette force. Nous verrons les disparités dans les méthodes recensées dans la littérature, qu'elles soient d'ordre expérimental ou informatique, et les valeurs rapportées.

### **1.5.1 Mesures expérimentales**

Wuelker et al.[111] (1995) mesurèrent, à l'aide de leur montage expérimental, la force dans les muscles simulés à l'aide de vérins dont la force augmentait par pas de 20 N durant 20 à 25 secondes jusqu'à une abduction de 90° si possible, avec une force limite de 300 N. Les spécimens utilisés étaient amputés au niveau de l'humérus mais un poids de 2.25 kg était situé au niveau du centre de masse supposé, sur un manchon en aluminium fixé à l'humérus, de sorte à imiter un bras entier. L'abduction obtenue selon la force appliquée au deltoïde est visible sur la Figure 27. Le deltoïde est tout d'abord



simulé conjointement avec les muscles de la CR selon un ratio de force estimé physiologiquement (courbe A), puis avec une paralysie, soit une absence de force appliquée aux muscles de la CR (courbe D). Ces valeurs représentent une moyenne effectuée sur 10 spécimens. Ici, en l'absence de CR active, la force simulée dans le deltoïde atteint  $300\text{ N}$ , soit une force normalisée selon le poids équivalente à  $133\text{ N/kg}$ , pour une abduction de  $75^\circ$ . Les auteurs estimèrent une diminution de l'abduction de 25% lorsque seul le deltoïde fournit une force.

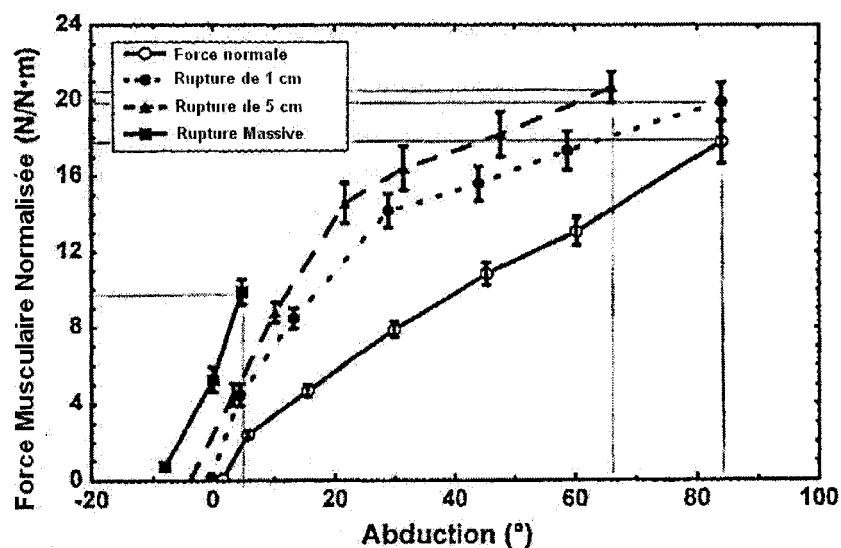


**Figure 27** *Abduction GH en fonction de la force totale simulée pour le deltoïde, avec (A) muscles de la CR simulés et (D) force appliquée au deltoïde seulement (tirée de Wuelker et al.[111])*

Thompson et al.[100] (1996), en utilisant le même montage que Debski et McMahon [30, 69] (1995), simulèrent les forces dans le deltoïde et les rotateurs au cours de l'abduction sur huit bras entiers de poids moyen 2.66 kg. Ils effectuèrent des ruptures successives de 1 et 5 cm ainsi qu'une rupture massive de la CR, en élevant le bras de manière séquentielle à  $5^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  et au maximum de son abduction. D'après leurs observations, ils conclurent que tant que le tendon du sous-épineux était fonctionnel, soit avec les ruptures de 1 et 5 cm, la cinématique de l'articulation était préservée malgré une force développée par le deltoïde supérieure à celle sans rupture

(Figure 28). Cette condition était semblable à une paralysie des muscles de la coiffe. La force maximum rapportée lors d'une abduction avec une rupture de 5 cm (Figure 28) se situait autour de 20 N/N·m soit environ, selon les données présentées, **159 N** ou **60 N/kg** pour une abduction de **67°**.

Par contre, les auteurs affirmèrent qu'avec une CR paralysée, l'abduction moyenne ne dépassait pas 18° pour une force du deltoïde doublée. De même, avec une RMCR et malgré une force triplée pour le deltoïde, l'abduction maximale ne dépassait pas 25° selon les auteurs (mais seule la moyenne est visible à la Figure 28).

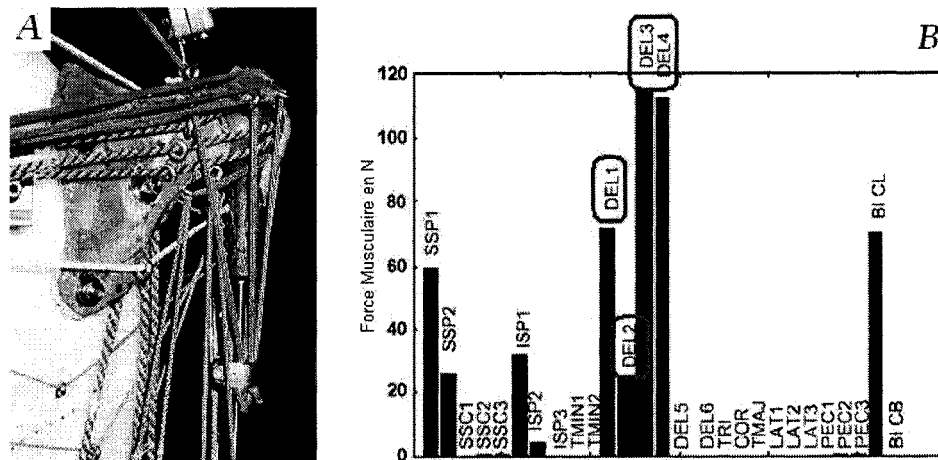


**Figure 28** Force normalisée dans le deltoïde pour une simulation musculaire normale, une rupture de la coiffe des rotateurs de 1cm, 5 cm et massive (tirée de Thompson et al. [100])

Bono et al.[15] (2001) mesurèrent la force dans le deltoïde à l'aide du montage évoqué précédemment. Les bras utilisés étaient incomplets et le bras normal fut imité par l'ajout d'un poids de 2.24 kg directement sur l'humérus, à 4 cm de l'insertion du deltoïde. Une abduction fut effectuée de 0 à 90°, à raison de 0.3°/s, en simulant les muscles de la CR et le deltoïde. Seules les valeurs maximales de force dans le deltoïde simulé, comprise entre **159 N** et **243 N**, soit entre **70 N/kg** et **108 N/kg**, furent spécifiées pour les dix

spécimens. D'après les données présentées pour les deux expérimentations précédentes, nous pouvons imaginer que ces valeurs maximales de force correspondent à la plus grande abduction atteinte, soit  $90^\circ$  avec ce montage.

Enfin, Favre et al.[39] (2005) utilisèrent un montage similaire aux autres, mais avec un modèle d'épaule en époxy, dont la scapula et la partie supérieure de l'humérus furent moulées sur un spécimen réel (Figure 29-A). L'abduction de ce spécimen reconstruit fut dirigée pour  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  et  $80^\circ$ . Aucune indication ne fut donnée sur le poids de cette reconstruction et la valeur totale de la force mesurée dans le deltoïde pour élever le bras à  $30^\circ$  fut d'environ  $320\text{ N}$  (Figure 29-B) en plus de la participation active des autres muscles simulés.

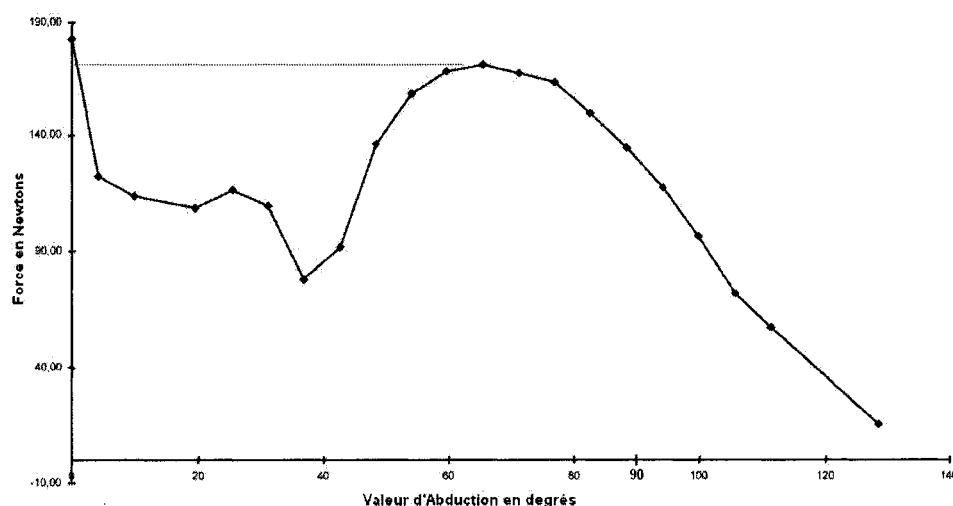


**Figure 29** *A. Montage expérimental avec une épaule reconstruite en époxy*  
*B. Muscles simulés et leur valeur de force en N à  $30^\circ$  d'abduction*  
*(tirées de Favre et al.[39])*

### 1.5.2 Évaluations informatiques

Scepi et al.[93] (2003) utilisèrent un logiciel de robotique pour construire un modèle informatique de l'épaule et tous les muscles s'y rattachant, les bras modélisés furent ainsi «complets», mais avec l'avant bras plié à angle droit. La force totale développée

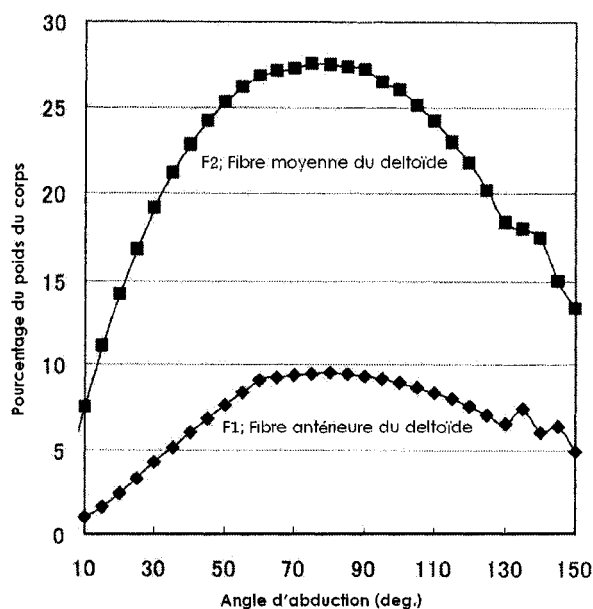
par le deltoïde simulé entre 0 et 130° d'abduction est visible à la Figure 30. Les auteurs mirent en doute les valeurs observées dans les 10 premiers degrés et les jugèrent infidèles à la réalité. Ainsi, la plus grande valeur développée par ce deltoïde artificiel fut de **182 N** pour **68°** d'abduction. Le bras simulé avait une masse de 2.5 kg mais étant donné la position fléchie de l'avant-bras réduisant le moment du bras dans le plan frontal, nous ne ferons aucune approximation de force normalisée.



**Figure 30** *Force totale dans le deltoïde au cours de l'abduction*  
(tirée de Scepi et al.[93])

Très récemment, Oizumi et al.[76] (2006) effectuèrent une étude des forces musculaires intervenant lors de l'abduction à partir d'images CT Scan d'un sujet vivant utilisées dans un modèle informatique. Le sujet employé pour prendre ces clichés avait le bras tendu tout au long du mouvement d'abduction, étudié de 10° à 150°, et ne présentait aucune pathologie de l'épaule. Le poids de son bras fut évalué selon la littérature à 5.2 % du poids du corps, soit 3.43 kg pour ce sujet, et appliqué au point médian entre l'épaule et le poignet. Les courbes de forces obtenues pour le deltoïde moyen et antérieur (Figure 31) furent exprimées selon un pourcentage du poids du corps, en fonction de l'abduction. Lors du maximum de force générée par ce modèle, soit à 75°, la partie

moyenne du deltoïde montra une force de 27.5 % du poids du corps et la partie antérieure 9.5 %, soit un total de 37 % le poids du corps. Selon les données des auteurs, nous pouvons approximer cette force à **240 N**, normalisée à **70 N/kg** pour 75° d'abduction, en présence des autres muscles actifs de l'épaule.



**Figure 31** *Force musculaire exprimée selon le poids du corps en fonction de l'abduction, pour le deltoïde antérieur (F1) et moyen (F2)*  
(tirée de Oizumi et al. [76])

Le Tableau V résume les résultats évoqués précédemment dans l'évaluation de la force du deltoïde lors de l'abduction.

Les valeurs de la force développée dans le deltoïde lors de l'abduction en regard de la littérature apparaissent donc assez variables, tant du point de vue de l'ordre de grandeur que de l'amplitude de mouvement rapportée. Les conditions expérimentales et informatiques apparaissent néanmoins aussi disparates et peuvent alors expliquer les différences observées. Nous nous appuyons sur ces valeurs et la tendance des quelques courbes disponibles pour comparer nos résultats dans le chapitre *Discussion*.

Tableau V

Résumé des études rapportant la force simulée dans le deltoïde lors de l'abduction

Auteurs	Type de mesure	Condition du bras	Condition de la CR	Force max. du deltoïde (angle)	Force max normalisée (angle)
Wuelker 1995 [111]	Expérimentale, <i>in vitro</i>	Amputé	Active	250 N (90°)	111 N/kg (90°)
			Paralysée	300 N (75°)	133 N/kg (75°)
Thompson 1996 [100]	Expérimentale, <i>in vitro</i>	Entier, tendu	Active	136 N (83°)	51 N/kg (83°)
			Rupture de 5cm	159 N (67°)	60 N/kg (67°)
Bono 2001 [15]	Exp., <i>in vitro</i>	Amputé	Active	159-243 N (?)	70-108 N/kg (?)
Favre 2005 [39]	Exp., moulage	“Amputé”	Active	320 N (30°)	?
Scepi 2004 [93]	Informatique	Entier, fléchi	Active	182 N (68°)	?
Oizumi 2006 [76]	Informatique	Entier, tendu	Active	240 N (75°)	70 N/kg

## 1.6 Synthèse de la revue de littérature

De cette revue de littérature, il ressort en premier lieu que les prothèses d'épaule implantées chez des patients atteints de rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) s'avèrent problématiques. Ces problèmes concernent tant le retour de la fonction du bras des patients, comme pour l'hémiarthroplastie, que les complications à court terme, avec la prothèse inversée. Pour restaurer la capacité d'abduction des patients à l'aide d'une prothèse, il apparaît primordial d'augmenter le bras de levier du muscle deltoïde. De sorte à éviter les complications, un unique composant huméral semble être la meilleure option.

D'autre part, les expérimentations restent limitées et n'explorent pas la cinématique tridimensionnelle de l'épaule avec RMCR. La modélisation de ce type de lésion est aussi quasi-inexistante. De plus, ces approches expérimentale et informatique rapportent des valeurs hétérogènes de la force deltoïdienne lors de l'abduction du bras. De tels outils, adaptés à l'évaluation de l'articulation de l'épaule avec RMCR, semblent nécessaires.

## **CHAPITRE 2**

### **PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE**

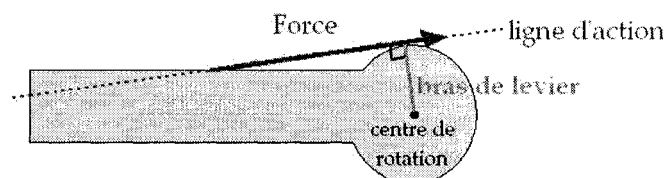
#### **2.1 Problématique clinique**

Les patients atteints de RMCR et nécessitant une arthroplastie se retrouvent face à deux principales alternatives : une héli prothèse ou une prothèse totale inversée, les prothèses totales non inversées étant contre-indiquées dans le cas d'une atteinte de la coiffe des rotateurs (CR) [42, 47]. L'hémiarthroplastie procure un net soulagement de la douleur avec des complications à long terme connues et réduites mais n'offre que des résultats fonctionnels limités. La prothèse inversée quant à elle, soulage aussi efficacement la douleur tout en offrant un retour prometteur de la fonctionnalité de l'articulation. Seulement les risques de complication, notamment le descellement précoce des composants, restent l'énorme inconvénient de la prothèse inversée, dont la fiabilité à long terme est encore inconnue [14, 41, 52, 105].

La fonctionnalité limitée de l'hémiarthroplastie et le descellement des composants de la prothèse inversée sont liés au manque de force occasionné par la perte des muscles de la CR et par la migration supérieure de la tête humérale en début d'abduction. Avec une hémiarthroplastie la tête humérale s'articule avec l'acromion, diminuant ainsi le bras de levier et la tension du muscle deltoïde. L'action seule de ce muscle génère des forces de cisaillement à l'interface osseuse des deux composants de la prothèse inversée. La nécessité clinique actuelle est alors de mettre au point une prothèse différente de ce qui existe déjà, soit un type non anatomique avec un composant unique pour éviter les risques de descellement. Dans cette optique, le Dr. Patrice Tétrault a émis l'idée du développement d'une hémiarthroplastie à la forme novatrice, permettant une restauration de la fonctionnalité de l'articulation lésée du patient. La plus grosse limitation d'une épaule avec RMCR résidant dans l'élévation du bras, les efforts seront alors concentrés

sur l'invention d'une forme prothétique minimisant la force d'abduction, ou inversement, procurant une plus grande amplitude avec la même force.

Selon De Wilde et al.[28] (2004), d'après leur simulation informatique évoquée à la section 1.4, les prothèses idéales pour traiter une RMCR devraient assurer au deltoïde un moment faible au début de l'élévation du bras, augmentant ensuite jusqu'à un maximum se situant autour de  $90^\circ$ , angle auquel le bras possède le plus grand moment à contrer. Le moment de force se définit comme le produit de la force appliquée et de son bras de levier, soit la distance entre la ligne d'action de la force considérée et le centre de rotation (Figure 32).



**Figure 32** *Illustration du principe du bras de levier*

Avec les prothèses inversées, le centre de rotation est abaissé et médialisé par rapport à la position anatomique. Il est donc plus éloigné de la ligne d'action du deltoïde et augmente le bras de levier du muscle. Dans la simulation de DeWilde, les prothèses inversées offrent des résultats très satisfaisants grâce à un moment deltoïdien accru, procuré par l'augmentation de son bras de levier mais aussi en raison de l'étirement du muscle en question. Dans une simulation précédente, DeWilde et al.[26] (2002) montrèrent en effet que par le déplacement de l'insertion humérale du deltoïde, l'élongation de 10 % de ce muscle augmentait son moment de force et améliorerait alors sa capacité à élever le bras. Une telle élongation ne change pas la valeur du bras de levier mais procure une augmentation du moment de force par la pré tension occasionnée. Les notions évoquées et les résultats de ces deux simulations représentent



des guides fiables dans la recherche de nouvelles solutions pour le traitement des patients atteints de RMCR.

En regard de ces différentes remarques, les hypothèses de recherche s'orientent vers l'amélioration de la fonction des patients atteints de RMCR, en modifiant la forme de la tête humérale prothétique. Cette modification a pour but d'augmenter le bras de levier du deltoïde tout en limitant la migration supérieure de l'humérus, de sorte à minimiser la force d'abduction nécessaire et maintenir une tension suffisante dans le deltoïde.

## **2.2 Problématique expérimentale et informatique**

En raison du manque de données disponibles dans la littérature, un montage expérimental a été mis au point au LIO pour analyser la cinématique tridimensionnelle d'une épaule intacte et avec RMCR. Pour simuler une forme prothétique hypothétique et en analyser les effets *in vitro*, nous avons à disposition ce montage et les spécimens cadavériques utilisés dans une série d'expérimentations préalable, décrite dans le chapitre suivant, *Méthodologie*. Il devient alors possible de déterminer par nous-même la force développée dans le deltoïde lors de l'abduction du bras en procédant aux modifications désirées sur les spécimens. Des expérimentations mettant en jeu des spécimens cadavériques permettent de se rapprocher des conditions *in vivo* mais sont limitées par le nombre d'essais possibles ainsi que par la durée des séances avec les spécimens avant qu'ils ne se dégradent trop. Parallèlement, il est donc envisagé de modéliser l'épaule avec une RMCR pour compléter les mesures expérimentales.

À cette heure, aucun logiciel de modélisation musculo squelettique n'a été utilisé pour explorer le problème représenté par une RMCR. De plus, les valeurs concernant la force dans le deltoïde obtenues par modélisation informatique sont quasi-inexistantes dans la littérature. Pourtant la modélisation du complexe de l'épaule représente un outil supplémentaire, secondant les mesures expérimentales et offrant des possibilités de

répétition et d'optimisation, difficilement envisageables *in vitro*. Mais l'opportunité d'une quantité de cycles illimitée et de réglages modifiables à volonté demeure dans un espace virtuel et donc non représentatif de la réalité humaine.

Aucune de ces deux avenues ne permet de vérifier tous les aspects nécessaires au développement et à l'évaluation d'une nouvelle géométrie prothétique, mais elles se montrent complémentaires. Il apparaît ainsi avantageux d'explorer la double approche des expérimentations cadavériques et de la modélisation informatique, pour l'épaule avec RMCR.

### 2.3 Objectifs de l'étude

Deux approches bien distinctes ont donc été évoquées pour vérifier les hypothèses de recherche :

- des expérimentations *in vitro* sur la cinématique 3D et la force dans le deltoïde au long de l'abduction, pour une épaule intacte, avec RMCR et avec une géométrie de la tête humérale modifiée
- la modélisation de l'articulation glénohumérale par un logiciel informatique, utilisable pour reproduire des ruptures virtuelles de la CR et modifier la géométrie de la tête humérale.

La problématique de cette étude nous amène alors vers trois objectifs principaux :

1. Montrer par des mesures *in vitro* que la modification géométrique latérale de la tête humérale permet de diminuer la force dans le deltoïde nécessaire à l'abduction d'un bras avec RMCR (ou inversement d'offrir une abduction plus importante pour la même force) et que la modification géométrique supérieure limite la migration de la tête humérale en début de mouvement.

2. Reproduire les conditions expérimentales dans un modèle informatique en simulant la force d'abduction d'un bras avec RMCR selon des géométries variables de la tête humérale, de sorte à effectuer un parallèle avec les mesures cadavériques.
3. Enfin, d'après les observations découlant des deux objectifs précédents, proposer une forme prothétique minimisant la force lors de l'abduction, destinée aux patients souffrant de RMCR.

## CHAPITRE 3

### MÉTHODOLOGIE

#### 3.1 Expérimentations

Les expérimentations effectuées pour le présent projet représentent la suite logique du travail d'Annie Levasseur, Patrice Tétrault et leurs collaborateurs, faisant l'objet de trois articles soumis en 2006. Leur montage expérimental permet d'établir une technique pour définir le centre de rotation de l'articulation glénohumérale (GH) et l'alignement des axes du système de coordonnées pour l'analyse de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation GH (Levasseur et al.[61, 62]). Grâce à ces outils novateurs, les cinématiques *in vitro* furent étudiées pour l'épaule intacte et avec RMCR à l'aide d'expérimentations (Tétrault et al.[99]), représentées par la Série I. Le montage expérimental développé est ainsi repris pour les expérimentations de cette étude, représentant la Série II. Dans cette série, l'effet *in vitro* d'un changement de géométrie de la tête humérale sur la cinématique d'une épaule avec RMCR est exploré.

##### 3.1.1 Expérimentations précédentes : Série I

Le montage et les expérimentations réalisés préalablement au LIO servent de base au projet actuel et sont donc détaillés dans les trois sections suivantes.

###### 3.1.1.1 Description du matériel présent

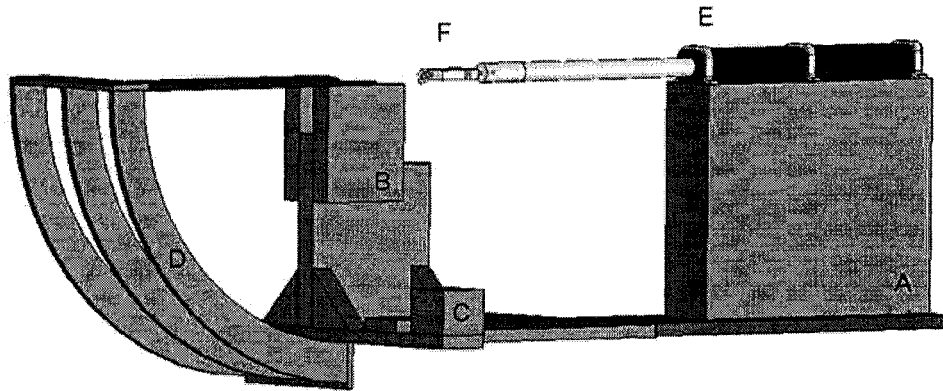
Le développement du montage expérimental et des méthodes associées nécessiteront l'utilisation et la préparation d'une dizaine de spécimens cadavériques. Finalement, huit d'entre eux furent utilisés pour l'analyse de la cinématique d'une rupture de la CR lors

des expérimentations de la Série I. Ainsi, les données et dispositifs d'analyse suivant peuvent être réutilisés :

- les coupes CT Scan des spécimens réalisées à l'hôpital Notre-Dame,
- la reconstruction en trois dimensions des os de l'humérus et de la scapula de chaque spécimen, effectuées à partir des coupes CT Scan avec le logiciel *SliceOmatic* (Tomovision, Montréal, Qc, Canada),
- l'estimation de la sphère humérale par un nuage de points numérisés avec le logiciel *Polyworks* (InnovMetric, Québec, Qc, Canada),
- les programmes d'analyse de données expérimentales, mis au point avec le logiciel *Matlab* (MathWorks, Natick, MA, USA),
- le montage expérimental, décrit ci-dessous.

Dans ce montage expérimental, une attention particulière a été portée pour utiliser des composants non ferromagnétiques tel que le bois, l'aluminium, le plastique ou le laiton pour ne pas interférer avec le système de mesure électromagnétique. Le montage expérimental (Figure 33) se compose de deux blocs de bois, destinés à recevoir un vérin et le spécimen cadavérique. La partie principale reçoit le spécimen cadavérique fixé au montage par quatre vis en laiton passées au travers de la scapula (visible à la Figure 34). L'articulation GH est alors libre mais le mouvement du bras est limité par des guides latéraux en forme de quart de cercle, faits de bois. À l'intérieur de ces guides sont collés des tubes de plastique pour minimiser les frottements éventuels du bras lors de l'abduction. La traction du deltoïde est simulée par un vérin électrique (*NV-D Series*, Industrial Devices Corp, Rockford, IL, USA) fixé au second bloc du montage. Le vérin est équipé d'un capteur (*RL 20000 S beam*, Rice Lake Weighing Systems, Rice Lake, WI, USA), mesurant la force en newtons (N) et relié à une sangle en nylon reproduisant la ligne d'action du deltoïde moyen. Pour éviter le glissement de la sangle, un guide de plastique solidaire d'une bandelette galvanisée se visse sur l'acromion du spécimen (voir plus bas, Figure 34). Le mouvement du bras est enregistré par le système de mesure

électromagnétique *Fastrack* (Polhemus, Cochester, VT, USA) grâce à deux capteurs destinés à être fixés sur les os de la scapula et de l'humérus.



**Figure 33** *Schéma du montage expérimental, composé de deux blocs (A,B), d'un support pour le système de mesure (C), de guides latéraux (D) et d'un cylindre électrique (E) équipé d'un capteur de force (F) (tirée de Levasseur et al.[62])*

### 3.1.1.2 Description de la conservation et préparation des spécimens

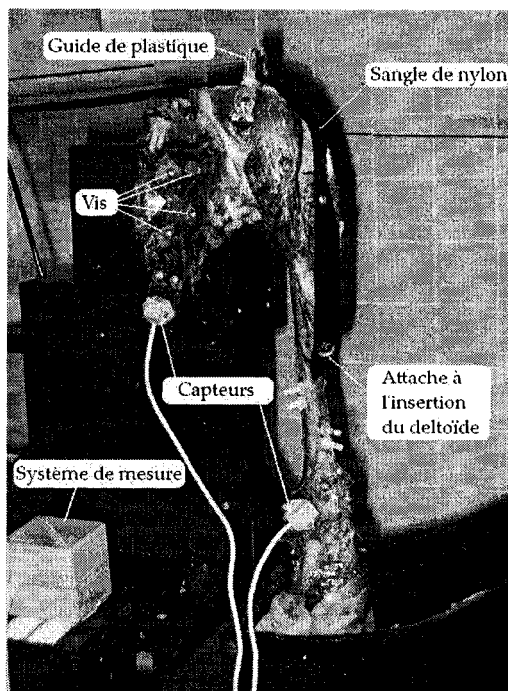
Lorsqu'ils ne sont pas utilisés pour les expérimentations, les spécimens cadavériques sont conservés dans un congélateur à  $-20^{\circ}\text{C}$ . Le spécimen non préparé est décongelé à température ambiante pendant huit heures pour subir une dissection. Après décongélation, les tissus mous autour de l'humérus et de la scapula sont alors réséqués à l'exception des muscles de la coiffe des rotateurs, de la capsule articulaire, des ligaments ainsi que le muscle deltoïde antérieur et postérieur. L'avant bras et la main restent complets. Les os de l'humérus et de la scapula mis à nus sont ensuite percés pour recevoir des triangles d'aluminium fixés par des vis en plastique. Ces triangles servent plus tard à effectuer un calibrage pour localiser les os par rapport à la source électromagnétique. Enfin, le bras du spécimen est immobilisé en position d'extension par une vis insérée dans l'articulation du coude, pour reproduire les caractéristiques inertielles d'un bras tendu.

Le spécimen ainsi préparé est recongelé et un CT Scan est réalisé par la suite. Le CT Scan permet la reconstruction tridimensionnelle des os de l'humérus et de la scapula, utilisée pour estimer le centre de rotation géométrique et établir le système de coordonnées. Les os reconstruits et marqués par les triangles servent aussi à visualiser les cinématiques enregistrées et pourraient être importés dans le logiciel de modélisation *Anybody* (Anybody Technology, Aalborg, Danemark) dans une version ultérieure du modèle.

Avant une expérimentation, le spécimen cadavérique est décongelé une seconde fois à température ambiante, mais pendant douze heures pour permettre une décongélation complète.

### **3.1.1.3 Déroulement des expérimentations**

Tout au long de la session expérimentale, le spécimen est humidifié à l'aide d'une solution saline physiologique pour éviter son dessèchement et lubrifier l'articulation GH. Le spécimen décongelé est fixé au montage selon une position anatomique (Figure 34). Le guide de plastique est alors vissé au niveau de l'acromion. La sangle de nylon non élastique, remplaçant le deltoïde moyen, est attachée au niveau de l'insertion humérale du muscle par une vis en laiton (Figure 34), puis passée dans le guide et reliée au capteur de force, lui-même vissé à l'extrémité du vérin électrique. Des tubes de plastiques sont ensuite fixés sur l'avant bras pour réduire les frottements sur les mêmes tubes collés aux guides latéraux du montage. Enfin, les deux capteurs électromagnétiques du système *Fastrack*, solidaires de plaques de plexiglas pour plus de facilité de nettoyage et de fixation, sont vissés sur l'humérus et la scapula du spécimen.



**Figure 34** *Installation du spécimen cadavérique sur le montage expérimental. Le deltoïde moyen est remplacé par une sangle de nylon et un guide de plastique fixé sur l'acromion permet de reproduire la ligne d'action du deltoïde (tirée de Levasseur 2006 [60])*

L'environnement est vérifié pour s'assurer de l'absence d'interférences avec le système de mesure électromagnétique, puis la procédure de calibrage est effectuée. Celle-ci permet d'associer le mouvement tridimensionnel des capteurs à la reconstruction des os.

Le bras subit alors 25 mouvements d'abduction dans le plan de la scapula pour le conditionner, conformément aux recommandations faites lors d'expérimentations similaires (Debski et al.[30] (1995), Thompson et al.[100] (1996), Parsons et al.[80] (2002)).

L'acquisition de la cinématique peut enfin être accomplie à l'aide d'un logiciel conçu spécialement à cet effet par le LIO. Le bras étant au repos, soit dans une position verticale, la sangle est mise en pré tension (sans force appliquée) par le retrait du vérin



pour limiter toute traction brutale lors de l'initiation du mouvement. L'enregistrement de la cinématique est lancé par un expérimentateur et le vérin est alors mis en marche par un autre expérimentateur pour tirer sur la sangle et reproduire l'action procurée par le deltoïde.

Dix mouvements d'abduction dans le plan de la scapula sont réalisés jusqu'à l'amplitude maximum et enregistrés pour l'épaule telle quelle : c'est la condition «intacte» car l'articulation GH est saine. La vitesse d'abduction est d'environ 30°/s. Ces mouvements d'abduction répétés 10 fois sont reconduits après chacune des ruptures successives du sous-épineux, de la moitié supérieure du sous-épineux et de la moitié supérieure du sous-scapulaire (Tétrault et al.[99] (soumis en 2006)). Ces ruptures, effectuées à l'aide d'un scalpel par le docteur Patrice Tétrault, reproduisent les lésions de CR observées chez ses patients. La dernière condition, avec la lésion des trois muscles énumérés, représente une RMCR. Une fois la session expérimentale terminée, le spécimen est remplacé au congélateur.

### **3.1.2 Analyse expérimentale de l'effet de l'ajout de cales : Série II**

Pour vérifier les hypothèses expérimentales, le montage décrit précédemment est mis à profit, avec les spécifications propres au présent projet.

#### **3.1.2.1 Modifications par rapport à la Série I**

Au niveau matériel, le vérin utilisé pour la Série I, faisant l'objet d'un prêt, a dû être retourné à l'École de Technologie Supérieure. Par conséquent, le laboratoire a procédé à l'achat d'un nouveau vérin. Ce vérin (*SCN6-050-200AB-NA*, Dyadic Systems Co Ltd, Ishikawa, Japon), différent du précédent, offre l'avantage d'être entièrement dirigé et réglé par ordinateur. Ainsi l'enregistrement de la cinématique et la mise en marche du vérin ne nécessitent l'intervention que d'une seule personne.

Des spécimens cadavériques ont été préparés pour la Série I, selon les explications de la section 3.1.1.2. Ils ont subi une RMCR et se trouvent donc dans la condition ciblée pour cette étude. Les données énumérées à la section 3.1.1.1 et la préparation des spécimens représentent une part importante de travail. Aussi, Annie Levasseur [60] a montré que deux décongélations successives n'affectaient pas les caractéristiques cinématiques des spécimens cadavériques. Ces spécimens procurent alors un gain de temps et sont alors repris pour les expérimentations de la Série II.

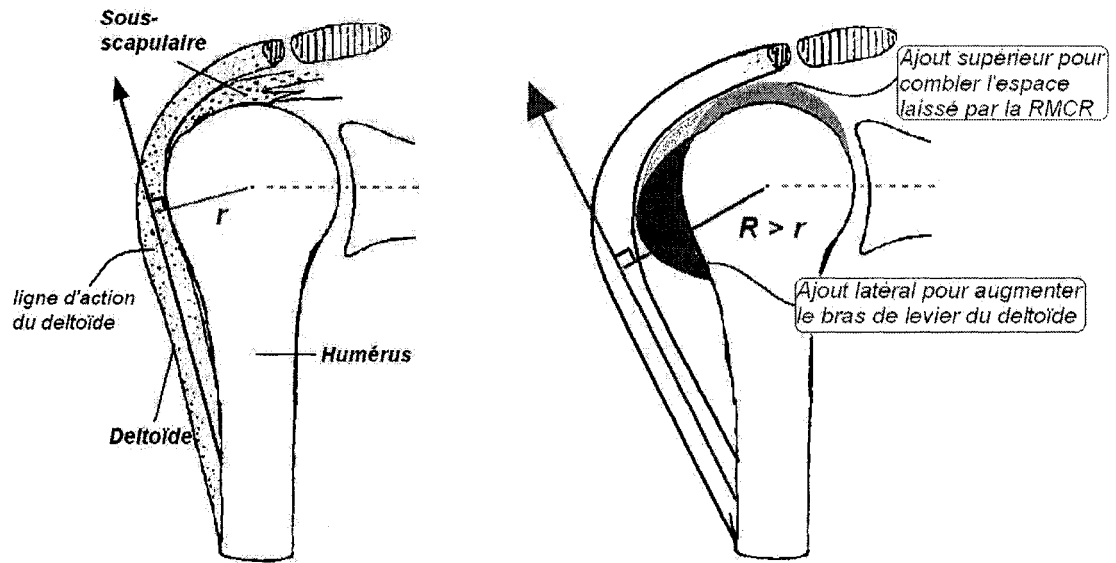
Toutefois, un spécimen cadavérique parmi les huit de la Série I a été utilisé pour mettre au point le protocole expérimental des expérimentations de la Série II. D'autre part, les données de force n'ont pas été enregistrées lors de l'expérimentation d'un second spécimen. En raison de leur utilisation excessive par rapport aux autres spécimens, ces deux spécimens n'ont pas été remis à contribution pour ne pas corrompre les résultats. Le nombre final de spécimens cadavériques exploités pour analyser l'effet d'un changement de la géométrie de la tête humérale se trouve donc porté à six. La numérotation donnée lors de la Série I est reprise pour la Série II et les spécimens cadavériques restant sont les suivants :

- épaule gauche : #4 (2.45 kg), #5 (2.8 kg), #7 (1.95 kg).
- épaule droite : #6 (2.4 kg), #8 (1.6 kg), #10 (1.65 kg).

### **3.1.2.2 Changement de la géométrie humérale par l'ajout de cales**

En suivant les hypothèses de recherche énoncées dans la section 2.1, la modification de forme par rapport à une tête humérale anatomique se ferait alors en deux endroits majeurs (Figure 35) :

- le côté latéral de la tête humérale, de manière à éloigner la ligne d'action du deltoïde du centre de rotation pour augmenter son bras de levier,
- le dessus de la tête humérale, pour combler le vide occasionné par l'absence de CR et ainsi limiter la migration supérieure.



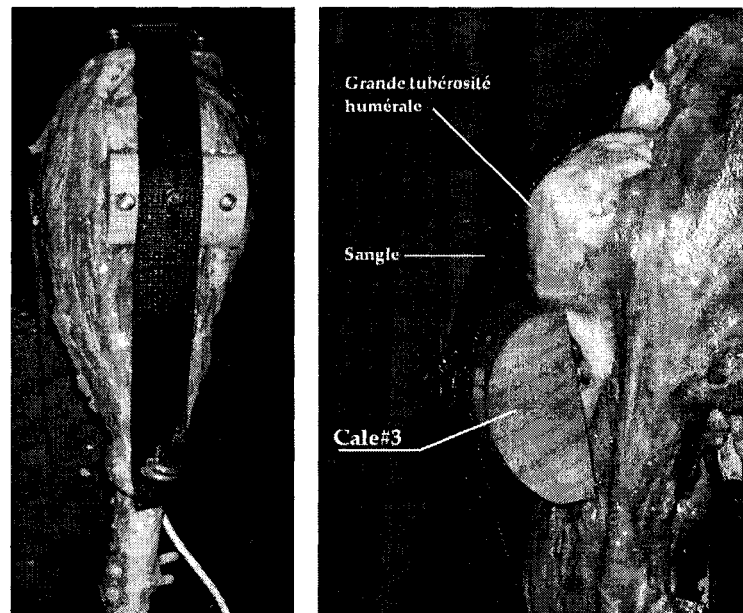
**Figure 35** Schémas d'une tête humérale normale (à gauche) et modifiée selon les hypothèses de recherche (à droite), avec ' $r$ ' et ' $R$ ' le bras de levier du deltoïde

Les changements appliqués à la tête humérale ont été définis avec le Docteur Patrice Tétrault, grâce à son expérience en tant que chirurgien. Les formes et tailles des variations géométriques ont été choisies selon son estimation de la modification possible de la tête humérale par rapport à la forme anatomique.

Pour analyser l'effet d'un changement de géométrie sur le côté latéral de la tête humérale, trois cales de bois en forme de demi cylindre sont disponibles. Elles sont appelées Cale#1, Cale#2 et Cale#3 et possèdent une épaisseur respective de 8, 14 et 19 mm. Elles sont destinées à être vissées sous la grande tubérosité de l'humérus (Figure 36), de sorte à ne pas venir buter contre l'acromion lors d'une abduction maximum de 90°. Cette forme de demi cylindre est choisie pour deux raisons :

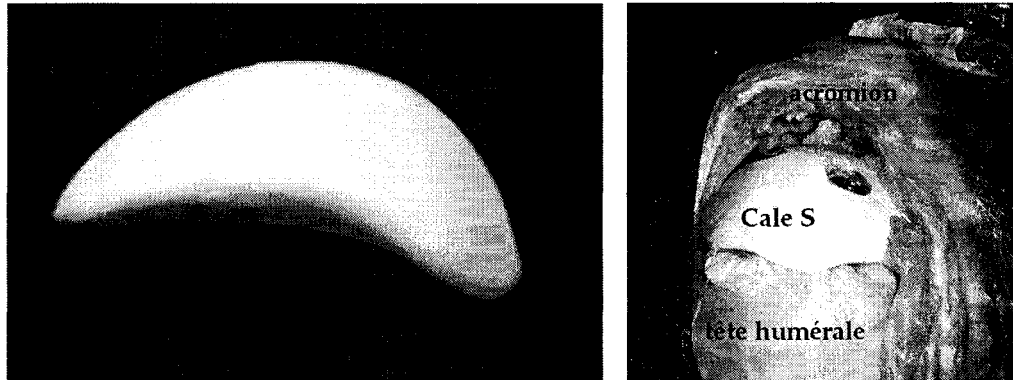
1. dans la direction de traction du vérin, la cale est arrondie : la sangle s'enroule d'une manière similaire autour de la cale et autour de la tête humérale.
2. en antérieur/postérieur la cale offre une surface rectiligne car seul le deltoïde moyen est simulé par une sangle. Il n'y a donc pas d'effet d'enrobage

antéropostérieur de la tête humérale par le deltoïde complet observable dans la réalité. La sangle est surélevée par rapport à l'os et la surface plane de la cale la maintient à plat et lui évite de glisser.



**Figure 36** *Cale mise en place sur le spécimen, ici Cale#3 (épaisseur 19mm)*

En ce qui concerne la modification géométrique du dessus de la tête humérale, une cale est modelée avec de la pâte époxy pour se conformer à la sphéricité humérale et offrir une surface lisse. Cette cale supérieure (Cale S) se visse sur la tête humérale et va entrer en contact avec l'acromion et la glénoïde, d'où la forme arrondie (Figure 37). L'épaisseur de cette cale en son milieu est de 5 mm, ce qui correspond à la migration supérieure de la tête humérale observée en présence de RMCR par Bezer et al.[11] (2004). Cette épaisseur diminue progressivement car la migration supérieure intervient principalement dans les 40 premiers degrés d'abduction pour des patients atteints de RMCR selon Deutsch et al.[35] (1996).

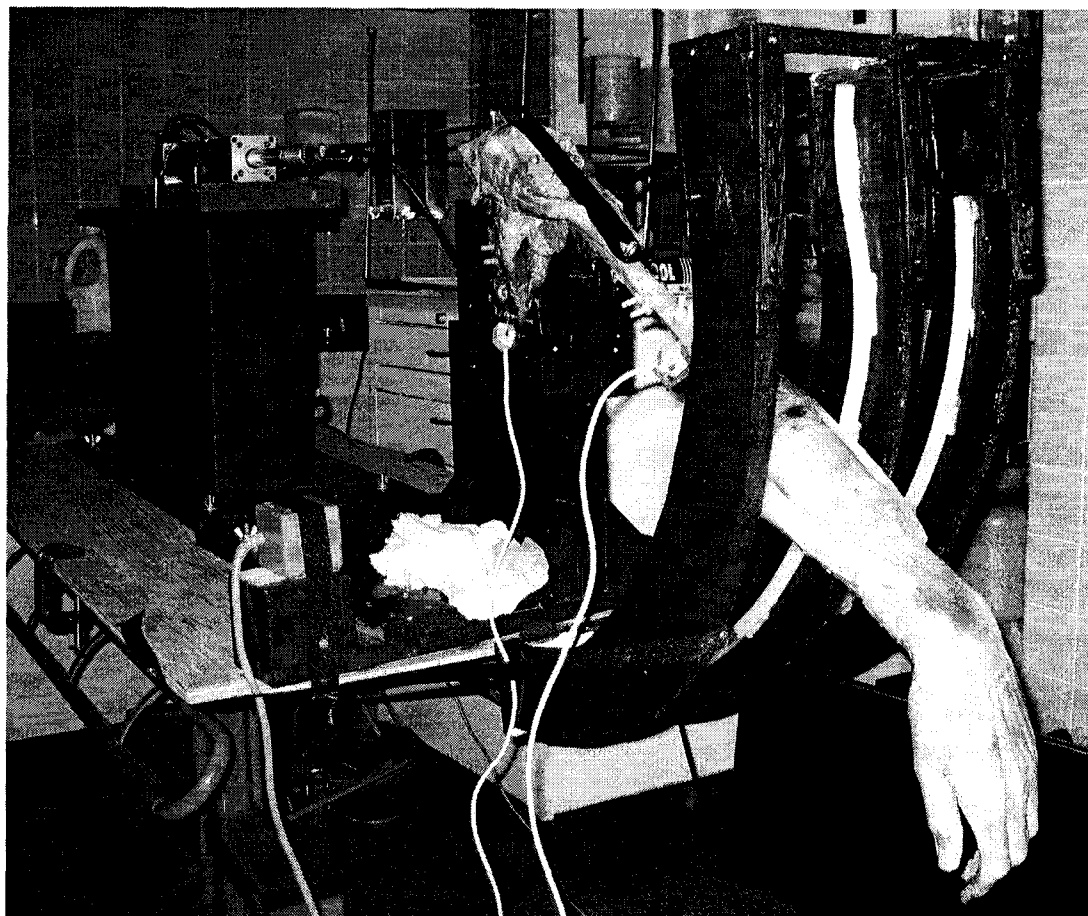


**Figure 37** *Cale supérieure seule (à gauche) et mise en place sur le spécimen (à droite)*

### 3.1.2.3 Déroulement des expérimentations

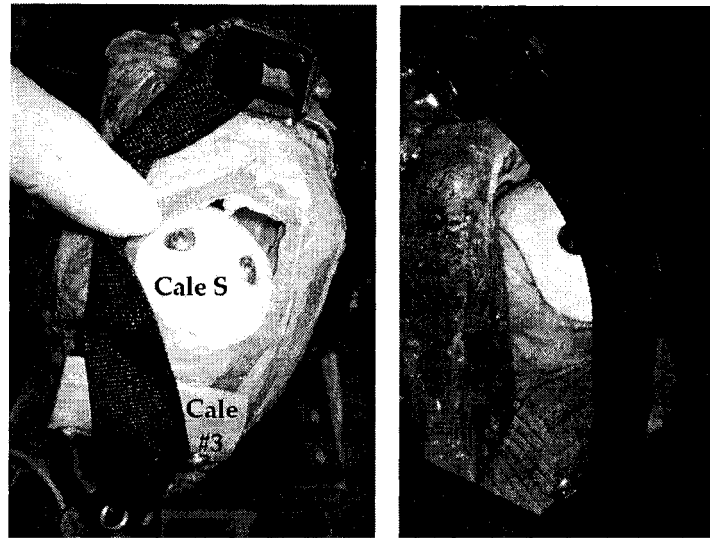
Le déroulement des expérimentations est similaire à celui décrit dans la section 3.1.1.3, à l'exception des conditions de l'épaule cadavérique étudiée. Les séries successives de 10 mouvements d'abduction dans le plan de la scapula (Figure 38) sont effectuées pour l'épaule présentant une RMCR :

1. seule,
2. avec la Cale#1 (8 mm),
3. avec la Cale#2 (14 mm),
4. avec la Cale#3 (19 mm),
5. avec les Cales #3 et S.



**Figure 38** *Spécimen cadavérique en mouvement d'abduction sur le montage expérimental*

La Cale#3 procure la plus haute surélévation de la sangle par rapport à la tête humérale, soit le plus grand éloignement supposé de la ligne d'action du deltoïde. Pour cette raison, elle devrait probablement offrir l'effet le plus important au niveau de l'abaissement de la force d'abduction. Nos hypothèses de recherche privilégient la modification géométrique latérale pour la diminution directe de la force d'abduction, alors que la modification supérieure représente un moyen d'empêcher la migration humérale et éventuellement de contribuer à la pré tension du deltoïde. Ainsi la Cale#3, ajout latéral supposé «idéal» pour faciliter l'abduction, est laissée en place lors de l'ajout supérieur de sorte à observer l'effet additionnel de la Cale S (Figure 39).



**Figure 39** *Cales #3 et S en place sur le spécimen*

### 3.2 Modélisation

Pour comparer et valider si possible les données *in vitro* il est utile de développer un modèle informatique répondant aux conditions expérimentales dans le logiciel acquis par le LIO, *Anybody*. Ce modèle doit donc pouvoir s'affranchir de la coiffe des rotateurs (CR), de sorte à simuler une RMCR, et permettre l'ajout de formes géométriques modifiant le passage du deltoïde. Le logiciel répond à ces exigences mais permet aussi l'optimisation de paramètres comme par exemple la taille des formes géométriques ajoutées ou leur position. Le modèle est dirigé selon une cinématique prédéfinie et donne en sortie des variables telles que l'activité musculaire, la force, etc., calculées pour le mouvement demandé : c'est le principe de la dynamique inverse.

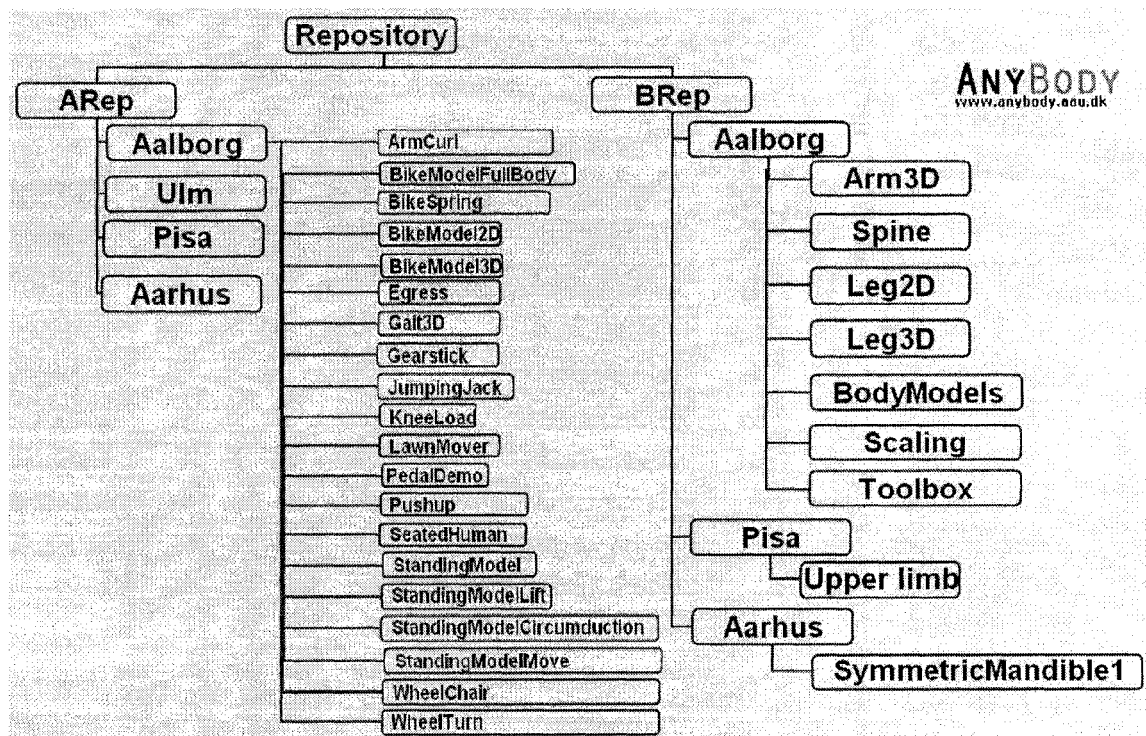
Pour se conformer aux expérimentations, nous avons besoin d'un modèle d'épaule possédant des caractéristiques semblables à notre situation *in vitro* :

- la présence des seuls muscles de la CR et du deltoïde,
- l'immobilisation de l'articulation du coude avec le bras en extension,

- la fixation de la scapula,
- la possibilité de supprimer les muscles de la CR,
- l'abduction réalisée dans le plan de la scapula par la seule action du deltoïde moyen,
- la possibilité d'ajouter des géométries sur la tête humérale autour desquelles s'enroule le deltoïde.

Pour éviter toute surcharge inutile, les scripts d'*Anybody* se trouvent en *Annexes*.

### 3.2.1 Description du logiciel

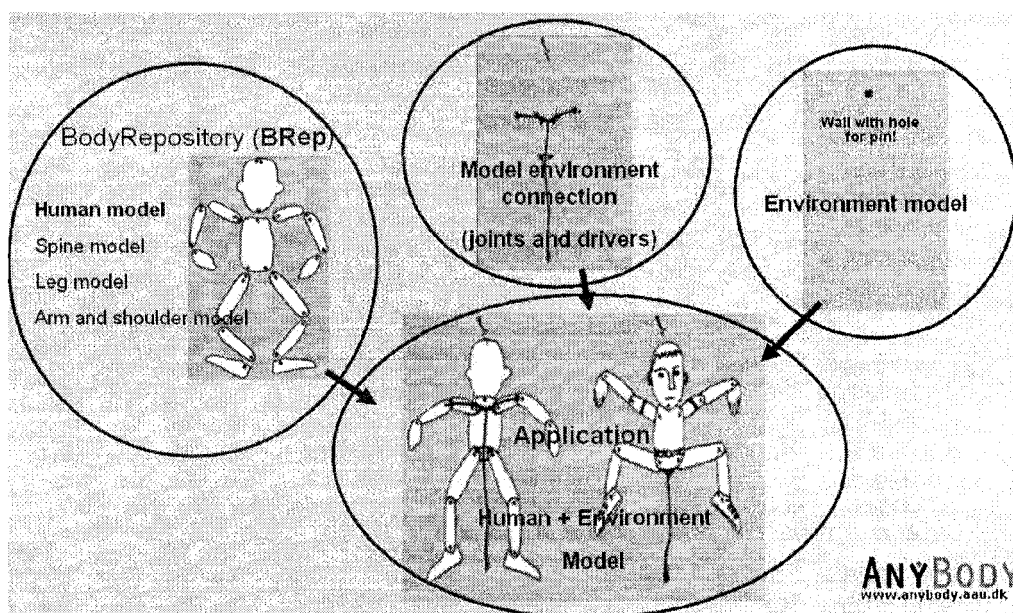


**Figure 40** Schéma de structure du répertoire d'Anybody  
(tirée de AnybodyTechnology [4])

Le logiciel *Anybody* fonctionne selon un répertoire dans lequel différents modèles sont disponibles (Figure 40). Ce répertoire est mis au point en grande partie par l'équipe



créatrice du logiciel, basée à Aalborg au Danemark, mais aussi par les utilisateurs qui offrent leur modèle au domaine public. Le répertoire est divisé en deux grandes parties : ARep et BRep. La partie relative à la définition du modèle, ARep («Application Repository»), contient l'environnement dans lequel évolue le modèle, les outils et les commandes pour diriger et analyser le modèle. C'est dans cette partie que se trouve le fichier principal de l'application («Main»), nommé *AbductionLIO.Main.any*, qui lie les éléments du modèle entre eux (Figure 41). La partie BRep («Body Repository») contient les éléments tels que les muscles, tendons et os, seuls ou pré assemblés pour construire le modèle musculo squelettique désiré.

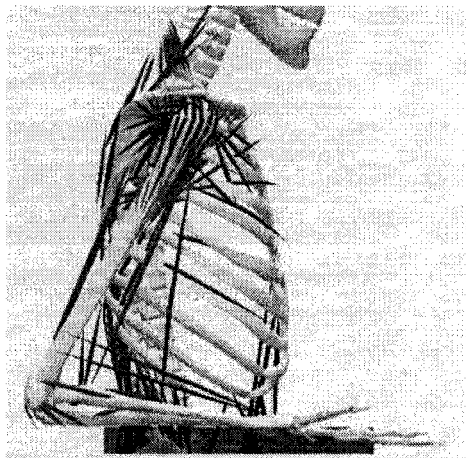


**Figure 41** Schéma illustrant les liens entre les différentes parties du modèle fonctionnant dans Anybody (tirée de AnybodyTechnology [4])

### 3.2.2 Modifications apportées au modèle générique d'Anybody pour refléter les expérimentations

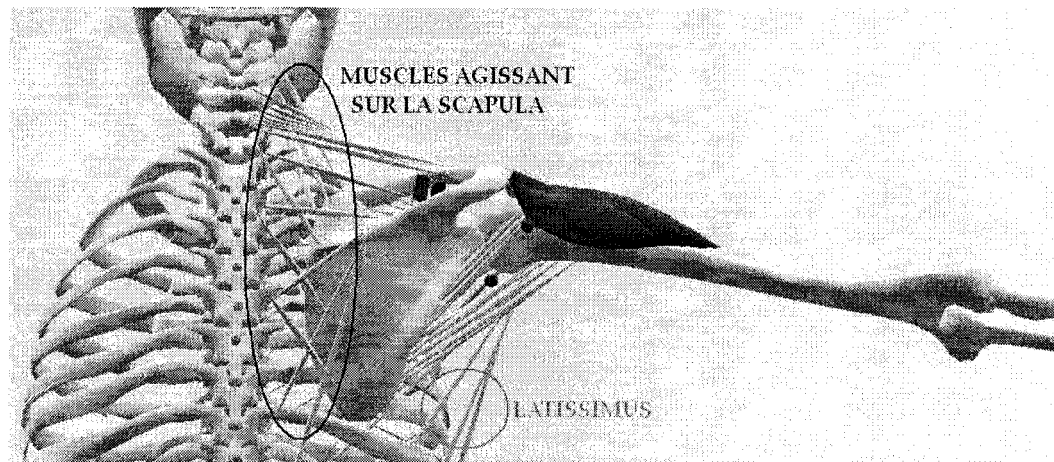
Il est plus aisé de construire un modèle à partir d'éléments déjà existants dans le répertoire, éprouvés par l'équipe d'Anybody. Seulement la tâche peut s'avérer

fastidieuse en raison des nombreuses connections à effectuer entre tous les éléments du modèles et des contraintes mécaniques à équilibrer, parmi des centaines de muscles et os disponibles pour le modèle du corps humain au complet. Le modèle minimal s'approchant de l'articulation glénohumérale (GH) seule possède tous les muscles du bras, de la main, du torse et du dos (Figure 42).



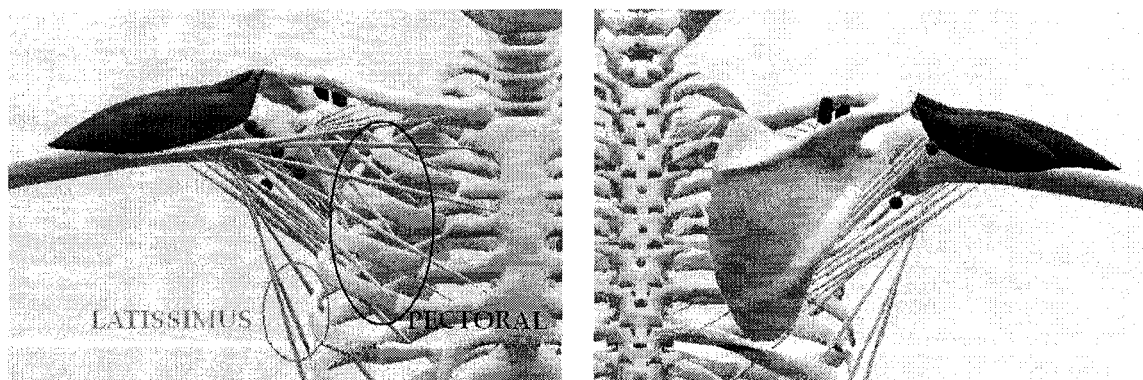
**Figure 42** *Modèle du bras droit disponible dans le répertoire d'Anybody*  
(tirée de AnybodyTechnology [4])

La première étape est de supprimer les muscles du torse, de l'avant bras et de la main du modèle initial du bras droit (Figure 43 et Figure 44) dans la partie BRep, dans le fichier *ShoulderArmRoot* du dossier *Arm3D* et le fichier *BodyModel* du dossier *SpineNoMusclesRightArm*. Cependant on laisse les fibres du pectoral et du latissimus, ou grand dorsal, qui agissent sur l'articulation de l'épaule car sans eux le modèle est mécaniquement sous contrainte et il est alors impossible d'effectuer un calcul de dynamique inverse. Pour équilibrer les contraintes mécaniques en l'absence des muscles du bras, les articulations du coude et du poignet sont bloquées à l'aide de contraintes de mouvement définies dans le fichier de commande *JointsAndDrivers* de la partie ARep, qui maintiennent les articulations tendues.



**Figure 43** *Modèle informatique avec les muscles agissant sur la scapula et l'articulation de l'épaule, vue de dos*

Il s'agit ensuite de relier la scapula au référentiel global, défini dans le fichier *Environment* du modèle. Ceci se fait également par le biais le fichier de commande *JointsAndDrivers*, en imposant une contrainte qui annule tout mouvement ainsi que les mesures utilisées pour le calcul de dynamique inverse. La scapula est désormais fixe et les muscles reliés à cet os tels le trapèze, le serratus ou grand dentelé, le levator scapulae ou angulaire ainsi que le rhomboïde peuvent alors être supprimés (Figure 44).

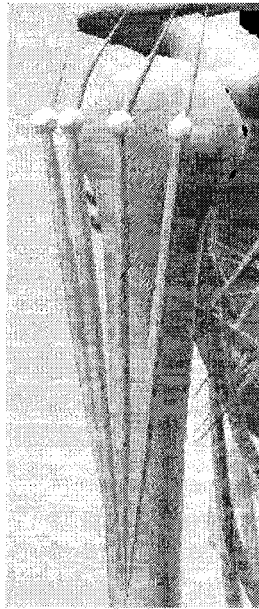


**Figure 44** *Modèle informatique avec les muscles agissant sur l'articulation de l'épaule seulement, vue de face (à gauche) et vue de dos (à droite)*

Finalement, toujours dans le fichier de commande *JointsAndDrivers*, une condition est ajoutée sur le bras pour limiter la prise en compte de ses déplacements antérieurs et postérieurs dans le calcul de la force nécessaire au deltoïde pour effectuer l'abduction. Cette condition diminue les contraintes à satisfaire pour l'abduction du bras et joue un rôle similaire au guide expérimental placé de part et d'autre du bras cadavérique dans le montage décrit à la section 3.1.1.1.

Pour permettre les calculs de dynamique inverse, on ne peut pas supprimer les fibres musculaires des *teres minor* et *major*, *latissimus* et *pectoral*. Mais leur force maximale,  $F_0$ , est réglée à 5N dans le fichier contenant les paramètres des muscles, *Muscle-parameters-shoulder-simple-F0*. Cette limite permet au modèle de fonctionner, en équilibrant les contraintes autour de l'articulation de l'épaule par la présence des muscles tout en conservant des valeurs de force minimales. Les muscles en question sont considérés comme passifs, en vue de la faible force qu'ils peuvent développer.

Il est alors possible de «couper» le *sus épineux*, le *sous épineux* et le *sous-scapulaire*, de sorte à mimer une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR). L'action limitée des autres muscles plus petits autour de l'articulation glénohumérale, comme les *teres minor* et *major*, permet de se conformer à l'état expérimental en simulant des fibres présentes mais passives. Aussi, de sorte à reproduire l'action de la portion moyenne seulement, on limite ce muscle à quatre de ses fibres supérieures, dont on somme la force développée au cours de l'abduction pour la comparer aux valeurs expérimentales.



**Figure 45** *Deltoïde limité à ses quatre fibres supérieures*

Enfin, il existe trois types de muscles dans *Anybody* :

1. simple («AnyMuscleModel»), assumant une force du muscle constante,
2. bilinéaire («AnyMuscleModel2ELin»), prenant en compte la longueur et la vitesse de contraction du muscle et le modèle
3. à trois éléments, de type “Hill” («AnyMuscleModel3E»), prenant en compte des éléments tels que l'élasticité du muscle et du tendon, l'angle des fibres musculaires en même temps que la longueur et la vitesse de contraction du muscle.

Le modèle musculaire employé dans le modèle développé pour le présent projet est de type simple soit de force constante. Il est ainsi similaire à la traction du vérin utilisé lors des expérimentations, fournissant la même force indépendamment de sa longueur.

### **3.2.3 Mise à l'échelle des spécimens («Scaling»)**

En vue d'une comparaison avec les résultats expérimentaux, une mise à l'échelle du modèle est réalisée selon le spécimen considéré pour s'approcher au mieux de la réalité.

Dans la version générique du modèle d'*Anybody*, le squelette utilisé correspond à un spécimen standard moyen. Quand un paramètre de poids ou de longueur est modifié pour un os, il n'y a pas de mise à l'échelle des autres os et muscles du squelette. Des fichiers de mise à l'échelle, «*Scaling*», sont disponibles pour effectuer cette mise à l'échelle à partir du fichier principal, *Main*. Le fichier *ScalingLengthMassFat* est ainsi activé en supprimant les signes de commentaires, de sorte à uniformiser les dimensions des os et muscles du spécimen considéré.

Pour la mise à l'échelle, on modifie le fichier *StandardParameters* du BRep, qui contient habituellement les caractéristiques anthropomorphiques d'un bras normal. Le poids moyen des six spécimens utilisés dans nos expérimentations est entré dans ce fichier. Les caractéristiques anthropomorphiques moyennes des os des six spécimens ainsi que le poids des tissus mous associés restant sur l'avant-bras et la main sont alors déduits de la valeur du poids moyen, selon les estimations de Winter [107] et des approximations personnelles. À partir de ce fichier représentant la moyenne des spécimens utilisés expérimentalement et donc un standard pour le modèle, le squelette est mis à l'échelle selon le spécimen considéré. À cet effet, dans le sous-dossier *AnyFamily* du dossier *Scaling* du BRep, un fichier de mise à l'échelle est enregistré sous le nom *AnyLIO{numéro du spécimen}*. Dans celui-ci la longueur de l'humérus et le poids total du spécimen en question sont spécifiés. Ce fichier sert lors de l'initialisation de la simulation dans *Anybody* et détermine les rapports de proportionnalité entre largeur, longueur et poids des os, ainsi que la longueur des muscles et leur position d'origine et d'insertion, mais aussi de la masse des muscles, tendons et de la graisse des sujets considérés. La conversion se fait ainsi à partir des moyennes définies dans le fichier *StandardParameters* et le fichier de mise à l'échelle *ScalingLengthMassFat*, par le biais du fichier *AnyLIO{numéro du spécimen}*. Ainsi, selon la taille et le poids du spécimen spécifié, les os du squelette vont être plus ou moins grands et plus ou moins larges et les muscles vont s'insérer aux endroits correspondants. Si on choisit un modèle

de muscle bilinéaire ou à trois éléments, comme décrit dans la section précédente, la force musculaire et la proportion de graisse interviendront aussi dans la mise à l'échelle.

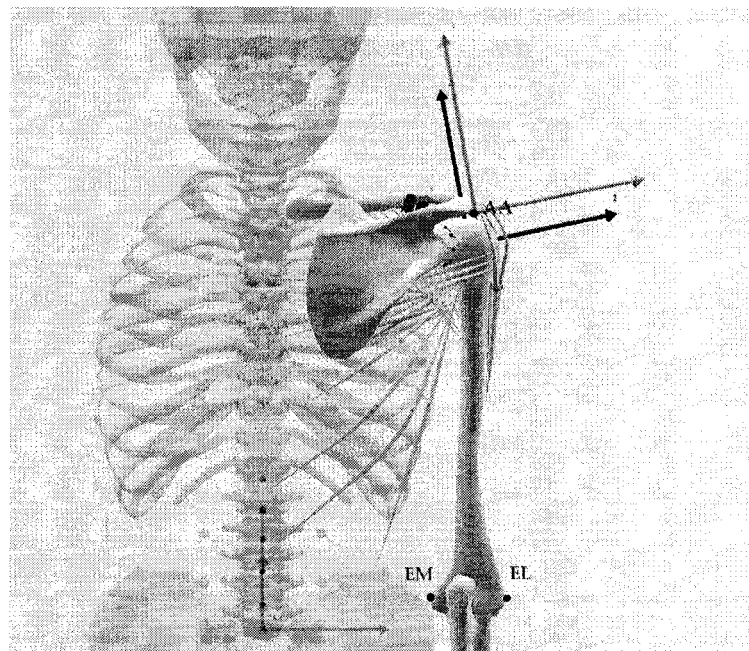
### 3.2.4 Modèle dirigé par la cinématique expérimentale du bras en abduction

Selon les recommandations de l'ISB [110], le repère de la scapula est défini selon les points anatomiques de cet os, avec pour origine AA soit le point le plus postérieur de la scapula. Un repère identique est alors créé pour notre modèle d'épaule, dans le fichier de commande *JointsAndDrivers* en faisant référence à l'os de la scapula dans le fichier *Seg* contenu dans le dossier *Arm3D* du BRep. Sur l'humérus, les points anatomiques importants sont GH le centre de la sphère humérale, EL la pointe de l'épicondyle latérale et EM la pointe de l'épicondyle médial (Figure 46).

Des mesures expérimentales obtenues avec *Fastrak*, les coordonnées des points anatomiques GH, EL et EM sont extraites par rapport au repère de la scapula tout au long du mouvement d'abduction. Nous connaissons alors la position de l'humérus et donc le bras par rapport à la scapula en tout temps.

Or dans *Anybody*, la définition du repère de l'humérus n'est pas la même que celle utilisée par le LIO (Levasseur et al.[61], soumis en 2006), différente des recommandations établies par l'ISB. Ce repère a pour origine le centre de la tête humérale, soit le point GH, et est parallèle à celui de la scapula au temps 0, soit lorsque le bras est au repos ou encore en position verticale. Aussi, la séquence de rotation utilisée dans *Anybody* n'est pas la même que celle du LIO[61] pour analyser les mouvements expérimentaux de l'humérus par rapport à la scapula, ce qui induit des différences dans les calculs d'angles rapportés par le logiciel. Pour y remédier, des matrices de transformation sont définies, toujours dans le fichier de commande *JointsAndDrivers*, et un nouveau repère est appliqué à l'humérus en faisant référence à cet os dans le fichier *Seg* contenu dans le dossier *Arm3D* du BRep. Ensuite, les équations

relatives à la séquence de rotation utilisée au LIO sont appliquées aux matrices de transformation contenues dans le fichier *JointsAndDrivers* pour calculer les angles de rotation, de flexion et d'abduction réels de l'humérus. Ceci nous permet alors de retourner des angles selon les repères souhaités et de commencer le mouvement d'abduction à  $0^\circ$ , en raison des deux repères scapulaire et huméraux parallèles, conformément à la méthode expérimentale (Figure 46).



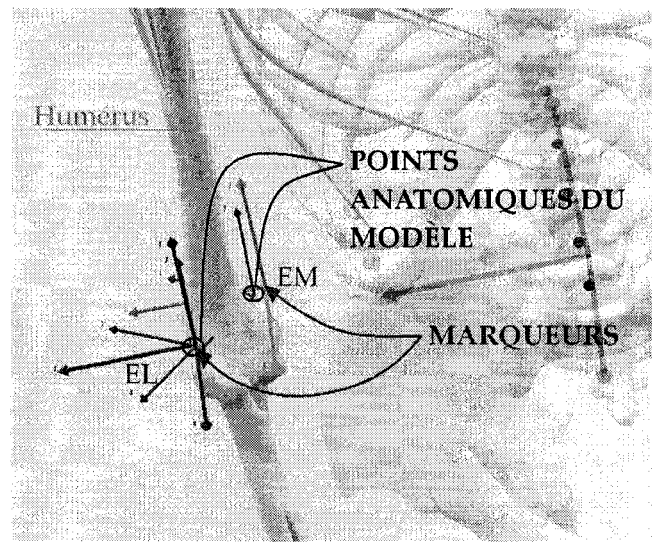
**Figure 46** *Vue de dos du modèle avec les points AA, EL et EM ainsi que les repères définis selon les spécifications du LIO*

Les repères expérimentaux et informatiques correspondant entre eux, la position du centre de rotation du modèle peut alors être associée directement aux coordonnées expérimentales du point GH, acquises par *Fastrack*. Mais les erreurs de mesure du système *Fastrack* et la reconstruction informatique des os mènent à des variations de la position des points anatomiques mesurés tout au long du mouvement. Le logiciel *Anybody* considère les os comme des solides indéformables. Aucune variation de distance entre les points d'un même os n'est tolérée. Le bruit généré par les erreurs de



mesure empêche le modèle d'être dirigé par les trajectoires des points EL et EM par rapport au point GH. Ainsi les points anatomiques EL et EM du modèle informatique ne peuvent être dirigés directement par les trajectoires expérimentales.

Pour réduire le bruit associé aux mesures, un filtre passe-bas de fréquence de coupure 10 Hz est utilisé dans *Matlab*. Ensuite la solution pour diriger les points EL et EM réside dans l'utilisation de marqueurs associés aux trajectoires expérimentales des points anatomiques du spécimen. Des marqueurs permettent de diriger les points du modèle selon des trajectoires définies d'une façon souple : le premier point EL suit exactement le marqueur correspondant alors que le deuxième point EL suit son marqueur respectif avec la plus faible distance possible. Cela offre une marge de tolérance en cas de changements minimes entre les positions relatives des points faisant partie d'un même os, tout en permettant un mouvement représentatif des coordonnées enregistrées lors des expérimentations. Ces marqueurs sont définis dans le fichier de commande *JointsAndDriversEXP*, reprenant les caractéristiques de *JointsAndDrivers* avec la particularité de permettre au modèle informatique d'être dirigé selon les trajectoires expérimentales du bras en abduction par le biais de marqueurs. La Figure 47 montrent les repères relatifs des points EL et EM du modèle (plus petits repères) et des marqueurs associés (plus grands repères). Ces repères servent à placer les points dans le référentiel global d'*Anybody* et leur orientation n'a aucune influence sur les calculs, seule la position des points importe.

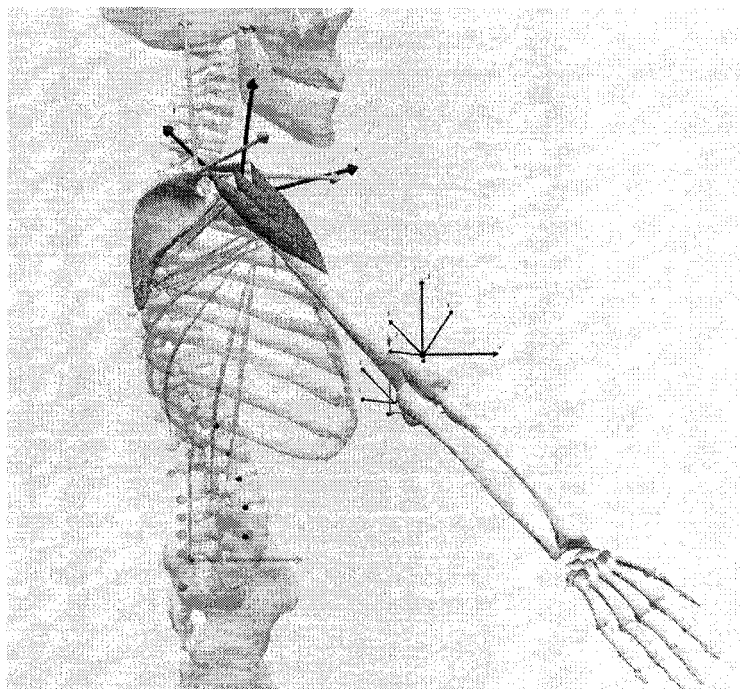


**Figure 47** *Illustration des marqueurs des points anatomiques EL et EM sur l'humérus du modèle lors des conditions initiales : marqueurs et points sont associés*

Sans pré positionnement des marqueurs aux alentours des épicondyles, les marqueurs se retrouvent tous deux à l'origine du référentiel global, au centre du bassin du squelette d'*Anybody*. Dans ce cas, les marqueurs sont superposés et la distance entre eux et les points du modèle à leur associer est trop grande : un message d'erreur est émis et la simulation ne peut se faire. Ainsi, il devient nécessaire de positionner les marqueurs à l'intérieur d'un rayon de 10 cm autour des points anatomiques correspondants EL et EM. Ces positions sont arbitraires mais doivent être établies dans le fichier *JointsAndDriversEXP* à l'endroit de définition des marqueurs. De cette manière, lors de la résolution des conditions initiales ( $t=0$ ), marqueurs et points anatomiques sont associés. Ensuite, lors du mouvement, les points EL et EM sont dirigés par leurs marqueurs correspondants.

La combinaison des trajectoires de GH, EL et EM permet alors de diriger le bras dans les trois dimensions, selon les trajectoires expérimentales (Figure 48). De cette façon, l'humérus dirigé par trois points permet la reproduction de l'abduction, la flexion et la rotation de l'articulation glénohumérale. Le mouvement d'abduction du spécimen acquis

*in vitro* avec *Fastrak* lors des expérimentations est imposé au modèle d'*Anybody*, pour les conditions «intacte» et avec RMCR de la Série I. Le calcul de dynamique inverse peut enfin être appliqué à ce mouvement pour déterminer la force développée par le deltoïde dans ce modèle.



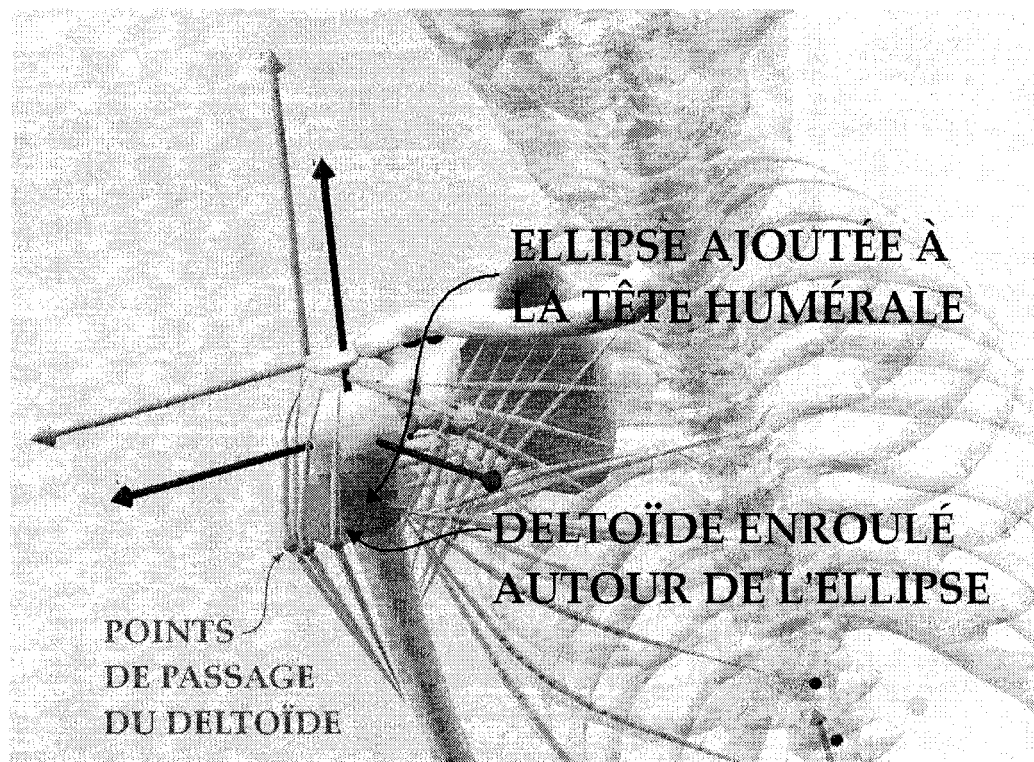
**Figure 48** *Modèle de l'épaule dirigé selon les trajectoires expérimentales du spécimen #8 à l'aide de marqueurs des épicondyles de l'humérus*

### 3.2.5 Ajout d'une ellipse sur la tête humérale de l'épaule modélisée

Avec *Anybody*, il est possible d'ajouter des formes géométriques autour desquelles les muscles peuvent s'enrouler. Ainsi, pour reprendre l'hypothèse de la modification géométrique de la tête humérale, une ellipse est construite sur le côté latéral de la tête humérale. Cette ellipse de dimensions variables s'apparente aux cales utilisées lors des expérimentations. Elle est solidaire de l'humérus et est positionnée dans le repère local original de cet os. Ce repère, dont l'origine est le point GH est défini selon l'axe longitudinal de l'humérus et les points EL et EM du modèle. Cela facilite alors le

positionnement de l'ellipse le long de la tige humérale. Ce repère propre à l'humérus est aussi indépendant de la scapula et le placement de l'ellipse reste le même quelle que soit la taille du squelette et la position initiale de la scapula. Par contre, de sorte à respecter la séquence de rotation des expérimentations du LIO, on utilise les repères définis à la section précédente pour calculer les angles de rotation. D'après le dossier *Arm3D* du BRep, l'ellipse est construite dans le fichier *HumerusMuscleGeometry*, relatif à la géométrie humérale et aux muscles s'y attachant.

Les fibres musculaires du deltoïde sont définies dans le fichier *Deltoideus* du dossier *Arm3D* localisé dans le BRep. Elles sont construites de manière à s'enrouler autour de la nouvelle géométrie elliptique sans la transpercer et elles suivent le plus court chemin de leur origine à leur insertion. Cependant, rien ne les empêche de glisser de part et d'autre de l'ellipse pour suivre le chemin le plus court. Alors pour suivre cette nouvelle géométrie humérale tout en ayant une ligne d'action dirigée dans le plan de la scapula, les points de passage du deltoïde sont modifiés de sorte à passer au-dessus de l'ellipse et à rester sur sa surface quelles que soient ses dimensions (Figure 49). Ces définitions sont faites dans le dossier *ArtificialRakeForDeltoidMuscleVAR* du dossier *Arm3D* localisé dans le BRep.

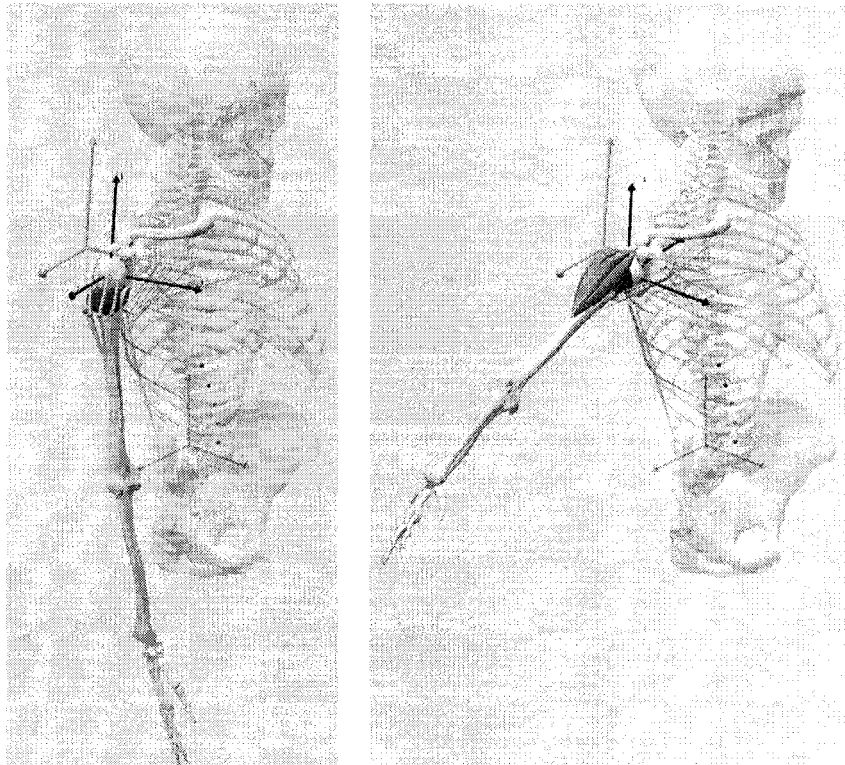


**Figure 49** *Illustration de l'ellipse ajoutée sur le côté latéral de la tête humérale, avec le muscle deltoïde s'enroulant autour et maintenu en place lors de l'abduction par ses points de passage*

Des mouvements sont pilotés dans *Anybody* à l'aide du fichier *Mannequin*, qui dirige les déplacements du modèle quand ils ne suivent pas les marqueurs décrits à la section précédente. Dans le cas de l'épaule, soit l'articulation glénohumérale (GH), il est possible de diriger la rotation, la flexion et l'abduction. Cette abduction est limitée à  $80^\circ$  pour le cas d'une scapula fixée comme c'est le cas ici.

Ainsi une abduction simple, soit sans rotation ni flexion, est conduite de  $0$  à  $80^\circ$  pour un bras sans puis avec une ellipse ajoutée sur le côté de la tête humérale (Figure 50). Le calcul de la dynamique inverse lors de ce mouvement permet de déterminer la force générée dans le deltoïde. Tout d'abord, la sphère est placée à 25 mm sous la tête humérale pour correspondre au placement vertical des cales sur l'humérus en

expérimentation. Puis la valeur du rayon latéral de l'ellipse est modifiée selon l'épaisseur des cales expérimentales, soit 8, 14 et 19 mm.



**Figure 50** *Modèle de l'épaule avec une ellipse ajoutée sur le côté latéral de la tête humérale, pour 0° d'abduction (à gauche) et 80° d'abduction (à droite)*

Enfin, la sensibilité du modèle est évaluée en faisant varier la position de l'insertion du deltoïde, la taille de la tête humérale et la position du centre de la tête humérale. Une étude d'optimisation est lancée en faisant varier les dimensions de l'ellipse ainsi que sa position sur l'axe longitudinal de l'humérus, déterminant ainsi la taille et le placement idéal de l'ellipse pour diminuer la force du deltoïde

## **CHAPITRE 4**

### **RÉSULTATS**

Dans ce chapitre, les premiers résultats obtenus lors des séries d'expérimentations I et II sont présentés, soit les résultats de la force développée dans le deltoïde lors de l'abduction pour une épaule intacte et avec rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR). Ensuite, les résultats expérimentaux de la Série II sont mis en évidence, soit les déplacements tridimensionnels du centre de la tête humérale (CTH) ainsi que la force développée dans le deltoïde lors de l'abduction pour une épaule avec RMCR, sans puis avec des cales ajoutées à la tête humérale. Enfin, la force développée dans le deltoïde à l'aide des simulations informatiques est rapportée, pour une épaule intacte et avec RMCR selon les cinématiques expérimentales, puis pour des modifications de la géométrie osseuse de la tête humérale selon un mouvement d'abduction simple.

#### **4.1 Résultats expérimentaux préliminaires et modélisation informatique selon les trajectoires expérimentales**

Les valeurs de la force du deltoïde acquise selon l'abduction lors de la Série I représentent un travail préliminaire et sont ainsi présentés puis comparés aux résultats de la Série II. Mais les différences obtenues entre des bras identiques selon la même condition nous obligent à les présenter et analyser dans ce chapitre, pour expliquer la suite des résultats. Pour effectuer la comparaison entre les conditions d'une épaule intacte et avec RMCR, la modélisation dirigée selon les cinématiques expérimentales ne peut se faire qu'avec les trajectoires acquises lors de la Série I, comparables entre elles.

#### 4.1.1 Expérimentations de la Série I, abduction et force pour une épaule intacte puis avec RMCR

Les résultats de l'amplitude d'abduction maximum et de la force correspondante dans le deltoïde sont résumés dans le Tableau VI.

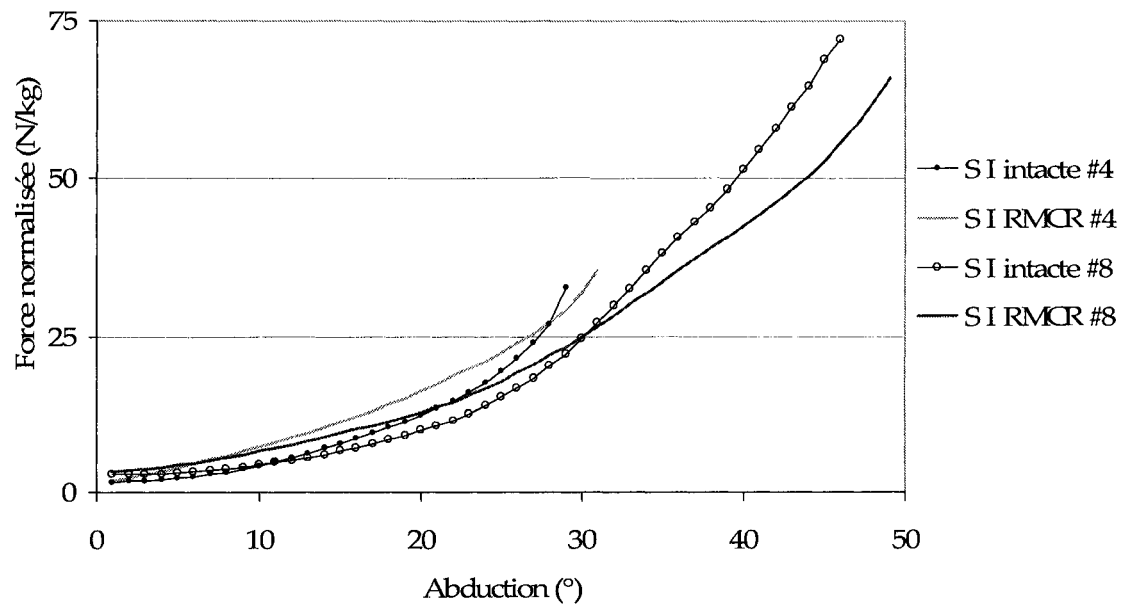
Tableau VI

Abduction maximum et force correspondante selon la condition des spécimens, Série I

Spécimen	Côté	Poids (kg)	Condition intacte		Condition RMCR	
			Abduction max.	Force	Abduction max.	Force
#4	Gauche	2.45	29°	32.5 N/kg	31°	35.5 N/kg
#5	Gauche	2.80	30°	28.5 N/kg	35°	37.5 N/kg
#6	Droit	2.40	32°	35.5 N/kg	33°	31 N/kg
#7	Gauche	1.95	43°	56 N/kg	46°	59 N/kg
#8	Droit	1.60	46°	72 N/kg	49°	66 N/kg
#10	Droit	1.65	44°	67.5 N/kg	44°	70 N/kg

L'abduction maximum pour les spécimens intacts ne dépasse pas 46° et est augmentée de 2° à 5° en présence de RMCR, sauf pour le spécimen #10. Cependant, les patrons de force en fonction de l'abduction nécessitent une vision de l'ensemble du mouvement, observable à la Figure 51 pour deux spécimens seulement pour plus de clarté. Avec une RMCR, l'abduction du bras demande plus de force que lors de sa condition «intacte» jusqu'à environ 30° (28° à 33° pour les six spécimens). Dans la seconde partie du mouvement, soit de 30° à l'abduction maximum, le bras avec RMCR demande moins de force que le même bras intact. Les courbes concernant les quatre autres spécimens se trouvent en *Annexes*.





**Figure 51** Force normalisée en fonction de l'abduction pour les spécimens #4 et #8, Série I (SI)

#### 4.1.2 Expérimentations de la Série II, abduction et force pour une épaule avec RMCR : parallèle entre Série I et Série II

Il est à noter qu'entre les expérimentations de la Série II et celles de la Série I le vérin a été changé, comme expliqué dans la section 3.1.2.1.

Le Tableau VII résume les valeurs d'abduction maximum et de force correspondante obtenues pour les mêmes spécimens dans la condition identique d'une RMCR lors des deux séries expérimentales.

Tableau VII

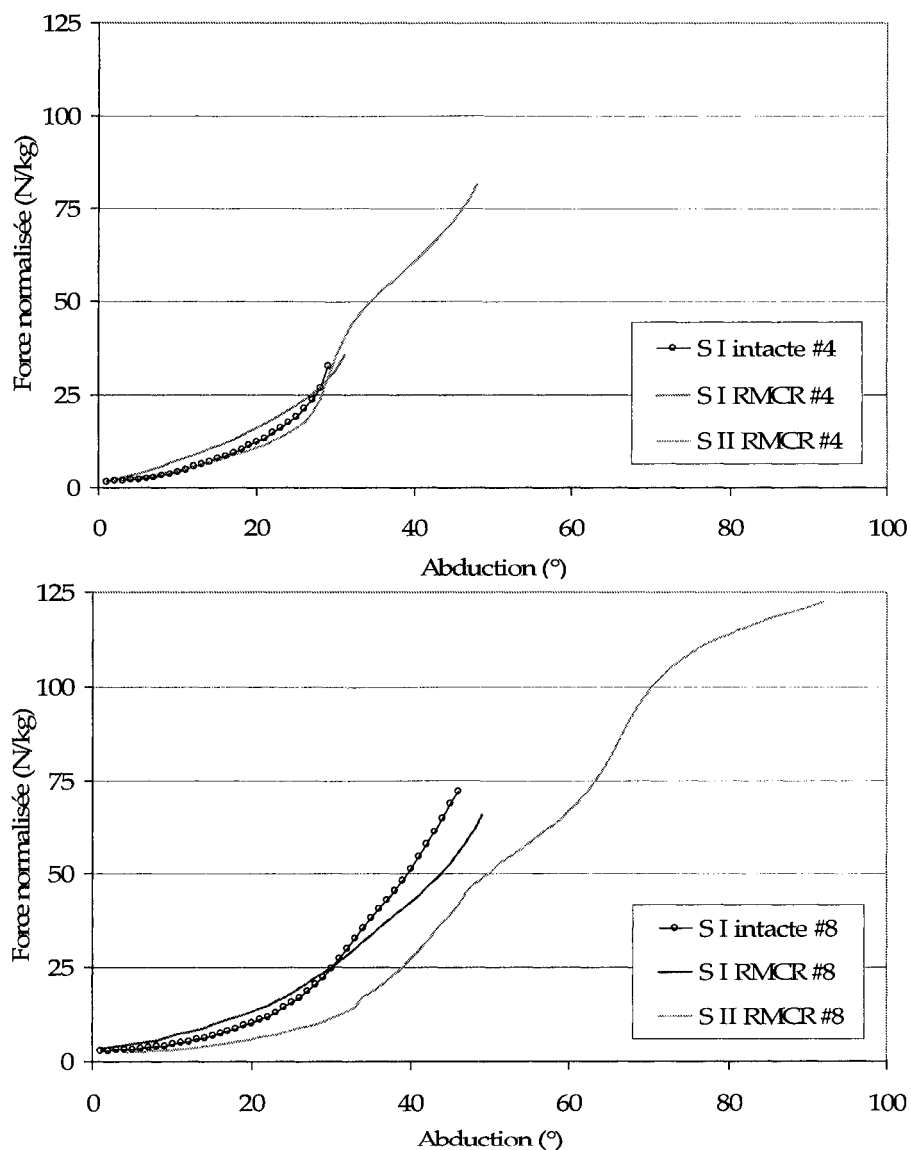
Abduction maximum et force correspondante pour les spécimens avec RMCR, Séries I et II

Spécimen	Côté	Poids (kg)	Condition RMCR : Série I		Condition RMCR : Série II	
			Abduction max.	Force	Abduction max.	Force
#4	Gauche	2.45	31°	35.5 N/kg	48°	41.5 N/kg
#5	Gauche	2.80	35°	37.5 N/kg	48°	71.5 N/kg
#6	Droit	2.40	33°	31 N/kg	84°	110 N/kg
#7	Gauche	1.95	46°	59 N/kg	95°	96 N/kg
#8	Droit	1.60	49°	66 N/kg	92°	121 N/kg
#10	Droit	1.65	44°	70 N/kg	91°	104 N/kg

Pour un spécimen identique, l'abduction avec RMCR dans la Série II est plus importante que dans la Série I et atteint même 90° pour trois spécimens, les #7, #8 et #9. Le spécimen #6 montre une abduction de 84° qui correspond toutefois à la plus grande valeur possible pour ce bras qui venait buter contre la limite supérieure du montage en raison de sa corpulence. Ainsi, une abduction complète est obtenue pour quatre des six spécimens.

La Figure 52 met en évidence la force en fonction de l'abduction, pour deux spécimens (#4 et 8), acquise lors de la Série I pour un bras intact puis avec RMCR et lors de la Série II avec RMCR. Les courbes relatives aux autres spécimens se trouvent en *Annexes*. Pour les spécimens #4 et #5, la force obtenue avec RMCR dans la Série II est inférieure à la force dans la Série I, pour les conditions intacte et avec RMCR, jusqu'à 29° et 32° respectivement. Après cette valeur la force dans la Série II est supérieure à la force dans la Série I avec RMCR (Figure 52-haut), durant 2° (#4) et 3° (#5) d'abduction. Pour le spécimen #6, la force dans la Série II avec RMCR est confondue avec celle de la Série I pour la même condition jusqu'à 17°, après quoi elle devient supérieure.

Pour les spécimens #7, #8 et #10, les valeurs de force avec RMCR dans la Série II sont en tout temps inférieures à celles de la Série I, quelle que soit la condition du spécimen (Figure 52-bas).



**Figure 52** Force normalisée en fonction de l'abduction, pour les spécimens #4 (en haut) et #8 (en bas), dans les Séries I (SI) et II (SII)

En résumé, par rapport à la Série I, l'abduction finale est doublée ou presque lors de la Série II. Elle se trouve proche ou supérieure à  $90^\circ$  pour quatre spécimens (#6, #7, #8, #10) et augmentée de  $31^\circ$  à  $48^\circ$  et de  $35^\circ$  à  $48^\circ$  pour les deux autres (#4, #5). De plus, pour cinq spécimens sur six, la force simulée lors de la Série II avec RMCR est inférieure à celle de la Série I pour une condition et une valeur d'abduction identiques.

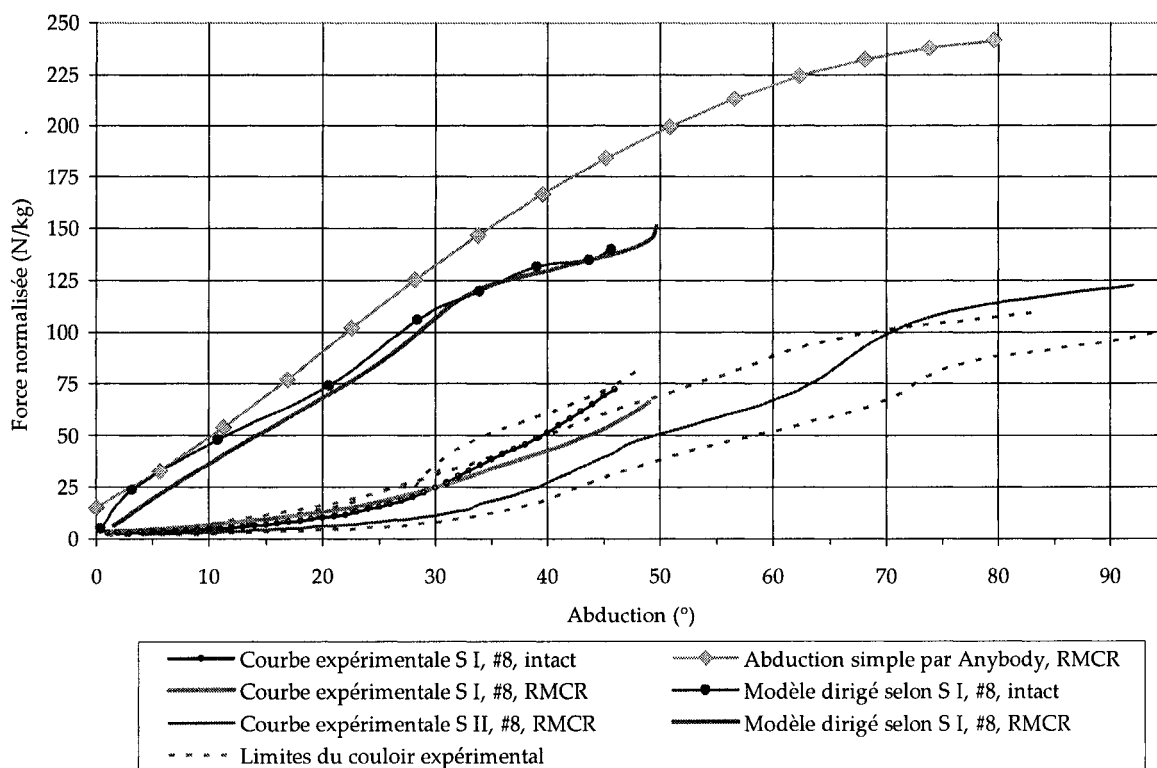
Pour ces raisons, les résultats obtenus pour les deux séries expérimentales ne s'avèrent pas comparables. Mais les données de la Série I restent cependant comparables entre elles car elles ont été acquises lors de la même séance, pour un mouvement effectué avec le même vérin. Ceci justifie alors l'emploi des cinématiques tridimensionnelles de la Série I, disponibles pour des spécimens intacts et avec RMCR, pour diriger le mouvement du bras dans le modèle informatique. Pour analyser l'effet d'une ellipse ajoutée sur le côté de la tête humérale sur la force d'abduction et ainsi effectuer un parallèle avec les résultats obtenus avec les cales expérimentales, on utilise le modèle conduit uniquement par des valeurs d'abduction du fichier *Mannequin* d'*Anybody*.

#### **4.1.3 Modélisation avec *Anybody* : imposition des cinématiques expérimentales d'une épaule intacte et avec RMCR**

Le modèle mis au point dans *Anybody* possède des muscles de la coiffe des rotateurs (CR) développant une force maximale de 5 N, de sorte à être rendus «passifs» comme lors des sessions expérimentales. Mais avec ce réglage, le bras dirigé selon une valeur d'abduction simple par le fichier *Mannequin* donne les mêmes résultats de force dans le deltoïde au cours de l'abduction, que la CR soit présente ou non.

La Figure 53 reprend les valeurs expérimentales de la force selon l'abduction du spécimen #8, intact (Série I) et avec RMCR (Séries I et II). D'autre part, on peut observer les valeurs de la force en fonction de l'abduction obtenues dans le modèle informatique dirigé selon une abduction simple par le fichier *Mannequin* d'*Anybody* et

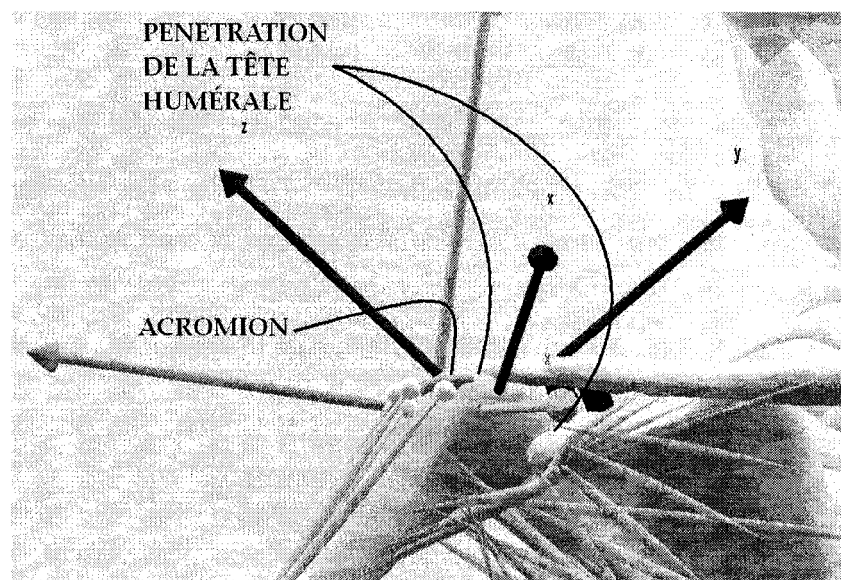
selon les cinématiques expérimentales du spécimen #8 intact et avec RMCR (Série I). Le couloir expérimental démarqué par les pointillés représente les limites supérieures et inférieures des valeurs expérimentales, Séries I et II confondues.



**Figure 53** *Courbes de force normalisée en fonction de l'abduction, obtenues avec Anybody et lors des séries expérimentales pour le spécimen #8*

Il est possible de diriger le modèle de l'épaule en simulant une RMCR en reproduisant les conditions expérimentales. Le modèle informatique dirigé par les cinématiques expérimentales du spécimen #8 montre une force inférieure à celui dirigé directement par une abduction simple dans *Anybody*. Cependant, même si les valeurs se rapprochent du couloir expérimental, cette force reste au moins deux fois plus grande que celle enregistrée lors des expérimentations. Aussi, contrairement aux mesures *in vitro*, le bras du modèle informatique dirigé par les trajectoires *in vitro* du spécimen avec RMCR demande moins de force que celui dirigé avec les trajectoires *in vitro* du spécimen intact.

Pour poursuivre les investigations, les trajectoires d'un autre spécimen ont été imposées dans *Anybody*, mais elles mirent en relief le besoin de personnalisation des surfaces osseuses ou tout du moins des points anatomiques. En effet, avec le spécimen #10, l'humérus pénètre l'acromion et la scapula au cours de l'abduction, ce qui correspond à une situation expérimentale irréaliste (Figure 54). La géométrie osseuse est importante pour personnaliser le spécimen sans quoi on peut assister à une simulation improbable.



**Figure 54** Avec les trajectoires du spécimen #10, la tête humérale pénètre l'acromion et la scapula

#### **4.2 Expérimentations Série II, effet des cales pour une épaule avec RMCR : déplacements et force selon l'abduction**

Les expérimentations de la Série II ont pour but d'analyser l'effet de l'ajout des cales au niveau du déplacement du centre de la tête humérale (CTH) et de la force développée dans le deltoïde simulé, lors de l'abduction d'un bras avec RMCR.

#### 4.2.1 Déplacements du centre de la tête humérale

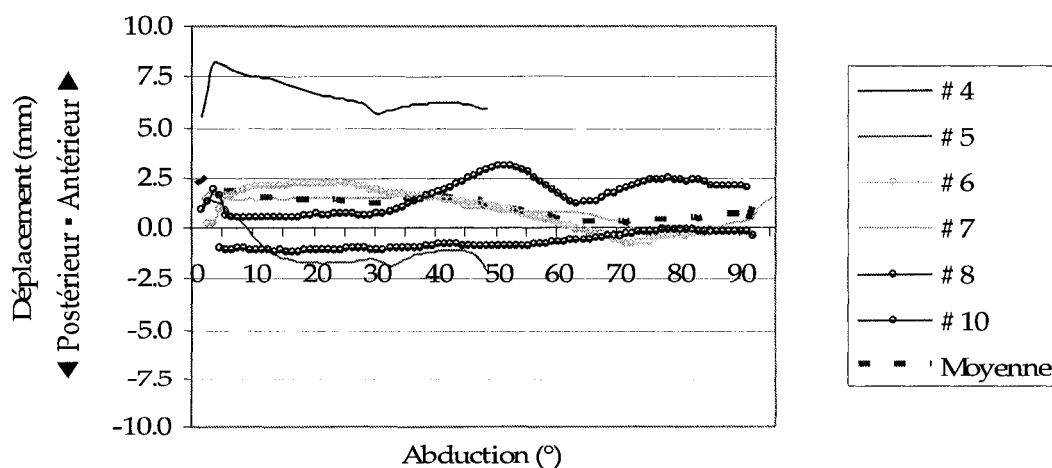
Pour étudier l'effet de l'ajout de cales sur un bras avec RMCR, les résultats seront présentés selon la différence entre le déplacement du CTH du bras avec et sans cale. Les variations de différence de position du CTH sont étudiées tout au long de l'abduction et dans les trois dimensions, soit selon des déplacements antéro-postérieur (A/P), inférieur-supérieur (I/S) et médio-latéral (M/L).

##### 4.2.1.1 Abduction avec Cales #1, 2 ou 3

Les différences de déplacement du CTH sont quasi-constantes au cours de l'abduction et comprises entre  $\pm 2.5$  mm, ceci dans les trois directions, A/P, I/S, M/L et avec les trois cales latérales, soient les Cales #1 (8 mm), #2 (14 mm) et #3 (19 mm).

Seul le spécimen #4 montre un déplacement antérieur plus prononcé avec chacune des trois cales, de l'ordre de 8 mm au maximum pour  $4^\circ$  d'abduction (Figure 55).

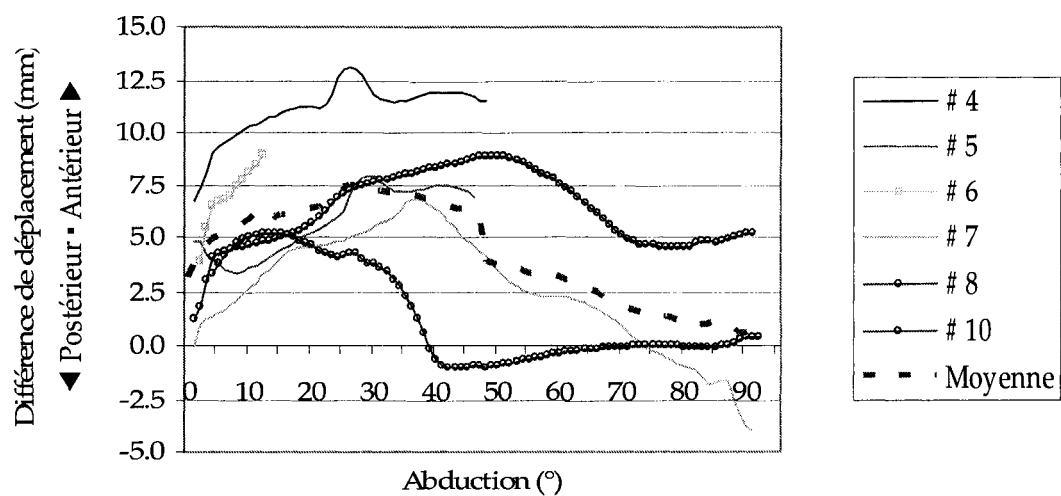
Les autres graphiques se montrent très semblables et sont donc regroupés en *Annexes* pour ne pas surcharger inutilement le document.



**Figure 55** *Différence de déplacement antérieur/postérieur selon l'abduction, Cale#2 pour les six spécimens*

#### 4.2.1.2 Abduction avec Cales #3 et S (supérieure)

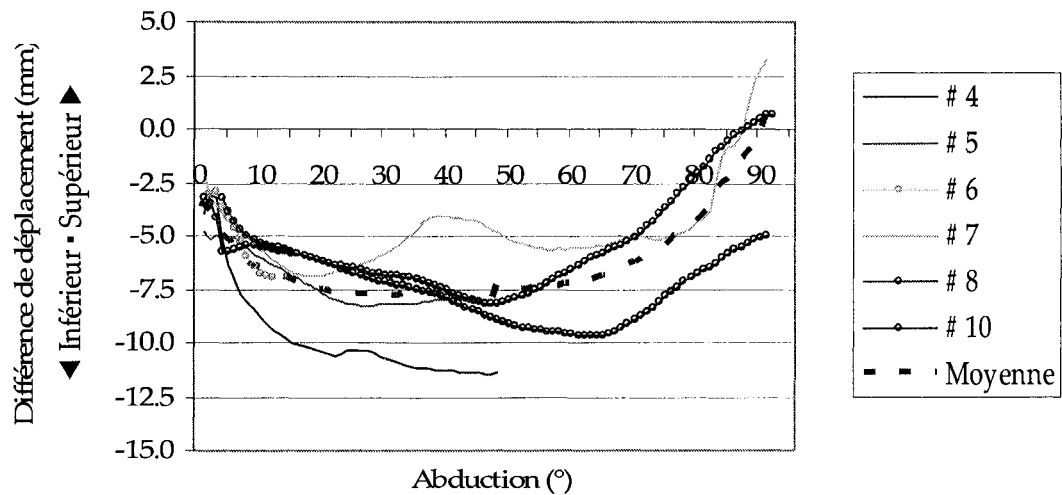
L'ajout de la Cale S en présence de la Cale #3 provoque un déplacement antérieur amplifié jusqu'à 5 à 13 mm par rapport au bras sans cale, plus prononcé dans les premiers 50° d'abduction (Figure 56). Pendant les expérimentations, les bras dont l'abduction est incomplète avec ces cales montrèrent une dislocation partielle.



**Figure 56** *Différence de déplacement antérieur/postérieur selon l'abduction, Cales#3 et S pour les six spécimens*

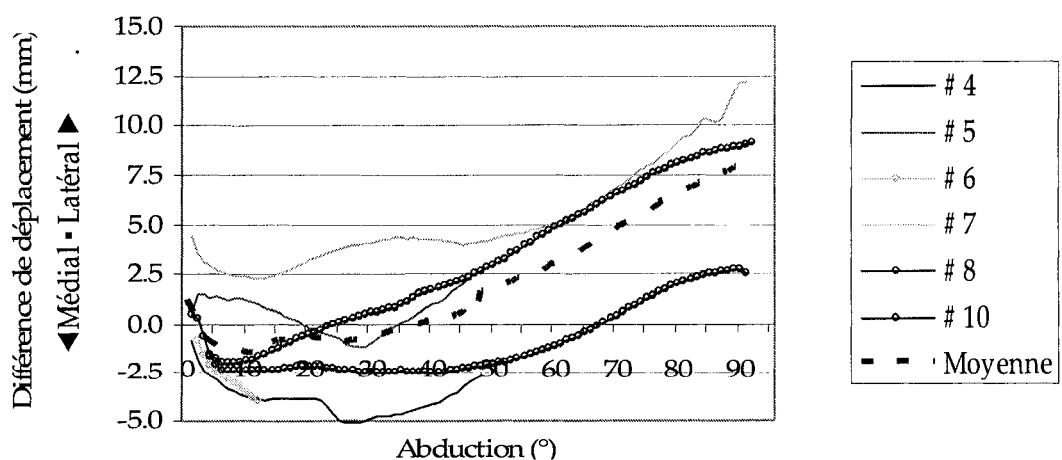
Par contre, on observe jusqu'à 11.5 mm de moins de déplacement supérieur. Ce déplacement est minimisé par rapport au bras sans cale pendant la quasi-totalité du mouvement, d'environ 7 mm de 10° à 65° (Figure 57).





**Figure 57** *Différence de déplacement inférieur/supérieur selon l'abduction, Cales#3 et S pour les six spécimens*

Enfin, on peut voir une tendance à l'augmentation du déplacement latéral au fur et à mesure de l'abduction pour les bras # 5, #7 et #8. Pour le bras #10, le déplacement médial est d'environ 2.5 mm puis augmente progressivement en latéral autour de 65°. Pour les bras #4 et #6, ayant montré une dislocation partielle, le déplacement médial est compris entre 2.5 et 5 mm (Figure 58).

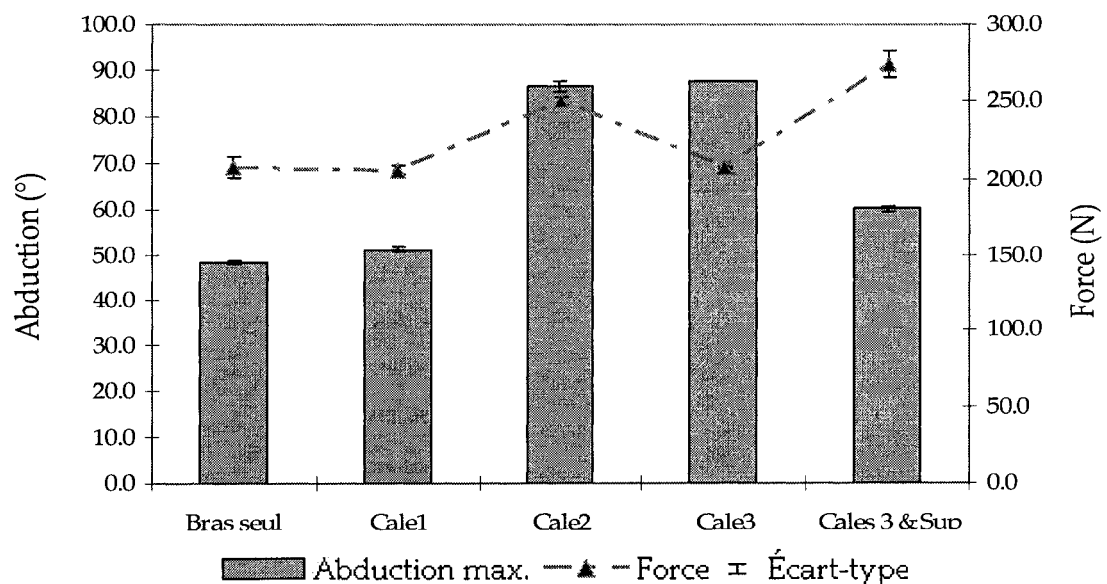


**Figure 58** *Différence de déplacement médial/latéral selon l'abduction, Cales#3 et S pour les six spécimens*

#### 4.2.2 Abduction maximale et force correspondante

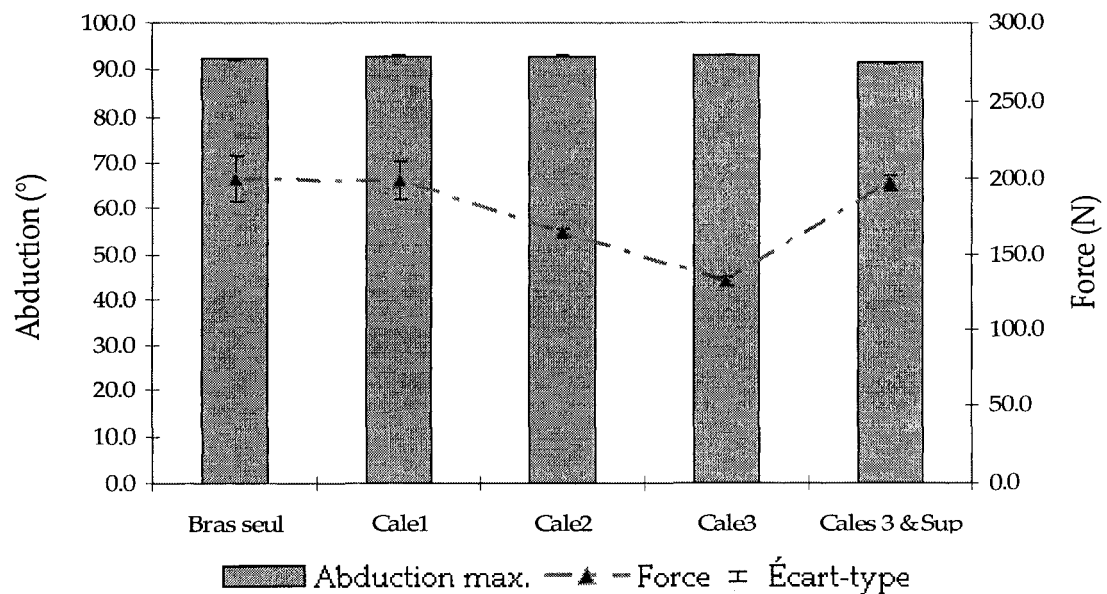
Selon l'abduction initiale maximale du bras, soit l'abduction maximale sans cale, deux comportements sont mis en évidence :

- a) Si l'abduction initiale se situe autour de  $50^\circ$ , comme pour les spécimens #4 et #5, l'ajout de la Cale#1 ne provoque que peu ou pas d'augmentation de l'amplitude d'abduction et la force correspondante dans le deltoïde reste similaire. Avec la Cale#2, l'abduction est augmentée jusqu'à une valeur proche de  $90^\circ$  et la force correspondante est également plus grande. Avec la Cale#3, l'abduction reste similaire à celle obtenue avec la Cale#2 mais la force est inférieure ou égale à celle nécessaire pour l'abduction initiale. Enfin avec les Cales#3 et S, la force à l'amplitude maximum est la plus importante des cinq conditions alors que l'abduction ne dépasse pas  $60^\circ$  (Figure 59).



**Figure 59** *Abduction maximale moyenne et force moyenne correspondante selon la condition, spécimen #4*

- b) Si l'abduction initiale dépasse  $80^\circ$ , comme pour les spécimens #6, #7, #8 et #10, l'ajout de la Cale#1 ne modifie pas ou peu l'abduction maximum ainsi que la force correspondante. La tendance est ainsi la même que pour les spécimens que pour les spécimens dont l'abduction initiale se situait autour de  $50^\circ$ . Avec la Cale#2 et la Cale #3, l'abduction maximum reste identique mais la force correspondante décroît avec la Cale#2 et d'autant plus avec la Cale#3. Avec les Cales#3 et S, l'abduction maximum reste similaire mais la force est semblable à celle obtenue avec le bras sans cale, ceci pour les spécimens #7, #8 et #10 (Figure 60). De ce groupe de quatre bras, seul le spécimen #6, montrant une dislocation partielle, n'atteint pas l'amplitude d'abduction initiale.

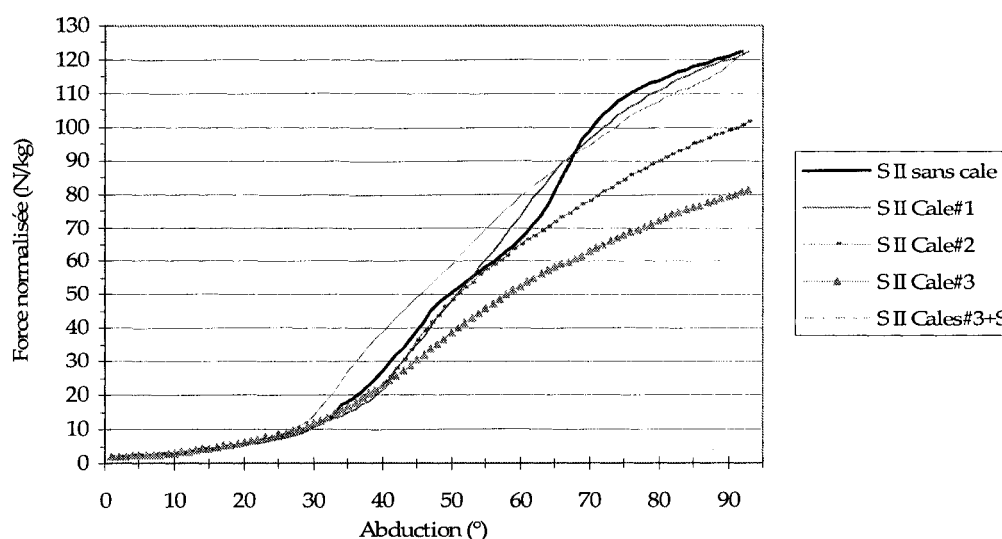


**Figure 60** *Abduction maximale moyenne et force moyenne correspondante selon la condition, specimen #8*

### 4.2.3 Force au cours de l'abduction

La force est enregistrée tout au long de l'abduction pour cinq conditions : spécimen sans cale, avec Cale#1, avec Cale#2, avec Cale#3 et avec Cales#3 et S. La Figure 61 ci-après reprend la force mesurée dans le deltoïde simulé par la sangle expérimentale, selon les cinq conditions pour le spécimen #8. Les courbes relatives aux autres spécimens sont disponibles en *Annexes*.

À la Figure 61 la force est exprimée en N/Kg, mais pour tenter de standardiser les mesures et observer l'effet des cales, nous observerons et commenterons la différence de force obtenue avec l'ajout d'une cale. Ainsi, dans les quatre sous parties suivantes, les résultats représentent le pourcentage d'augmentation ou de diminution de la force enregistrée pour un spécimen avec cale par rapport au même spécimen sans cale.

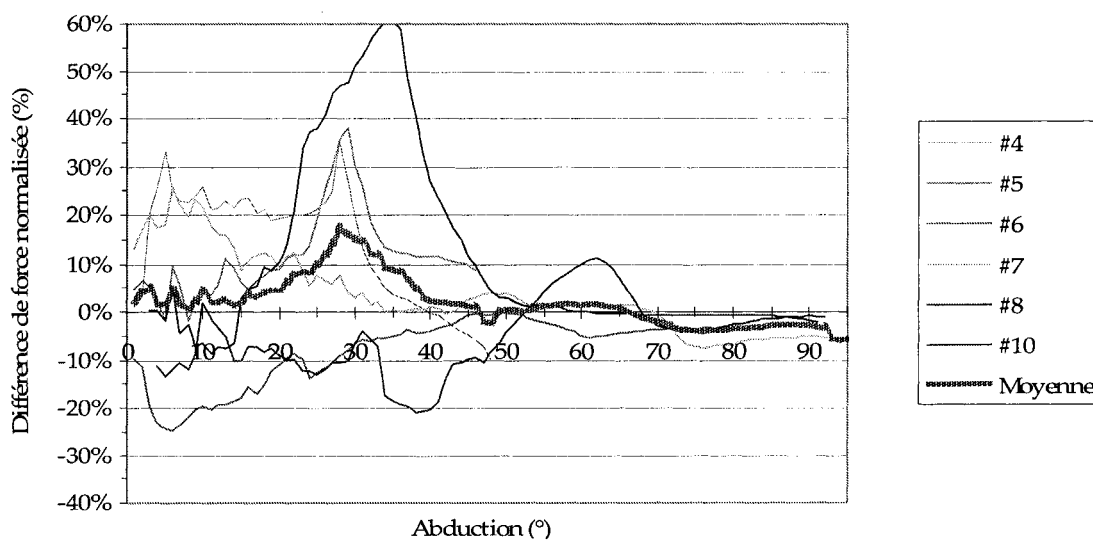


**Figure 61** Force en fonction de l'abduction pour les 5 conditions expérimentales, spécimen #8

#### 4.2.3.1 Cale #1 (8 mm)

L'ajout de la Cale#1 provoque une augmentation de force pour quatre bras (#4, 5, 7, 10) dans les premiers 40° d'abduction. On observe des pics variant entre 26% et 60% de force supplémentaire par rapport au bras testé sans cale autour de 30° d'abduction. Pour les deux bras restants (#6 et 8) on observe une diminution irrégulière de la force d'abduction, se situant autour de -10% par rapport au bras sans cale.

Entre 50° et 70° il n'y a pas ou peu d'effet : les variations sont comprises entre -7.5% et +11% de la force nécessaire au bras sans cale. Enfin après 70° la force est identique ou faiblement inférieure à celle enregistrée pour le bras seul, d'environ -4% en moyenne (Figure 62). On remarque lors des expérimentations que la Cale#1 ne soulève que peu ou pas la sangle par rapport à sa position sur le bras sans cale.



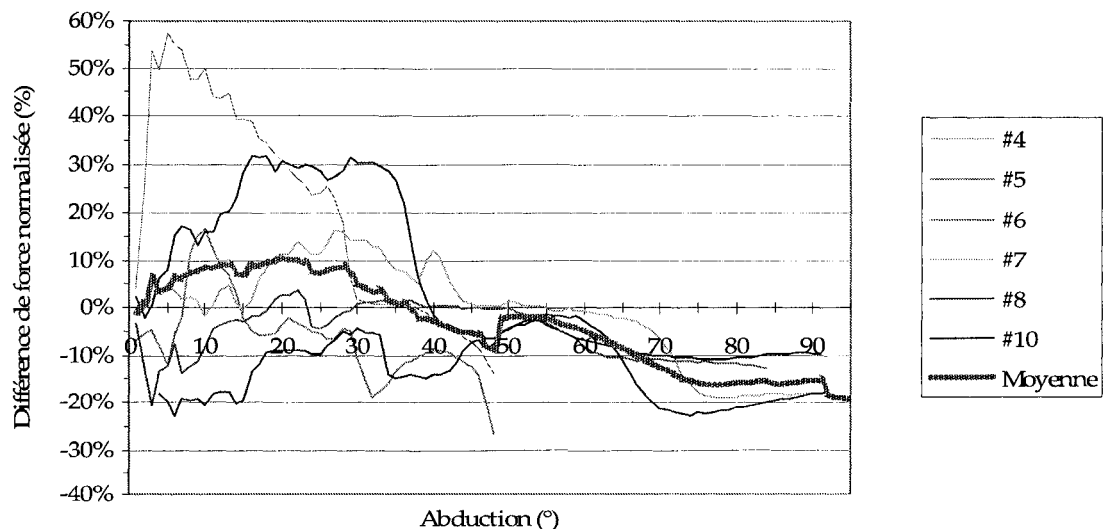
**Figure 62** *Différence de force selon l'abduction avec ajout de la Cale#1 pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens*

#### 4.2.3.2 Cale #2 (14 mm)

Dans les premiers 50° degrés d'abduction, l'effet est partagé selon les différents bras. Pour trois spécimens (#4, 7, 10), il y a augmentation de la force dans les premiers 40° d'abduction, avec des pics entre 16% et 57% de plus que la force nécessaire pour le bras sans cale. Trois spécimens (#5, 6, 8) demandent en général moins de force avec la cale tout au long du mouvement d'abduction.

À partir de 50°, pour tous les spécimens il y a une diminution progressive de la force jusque -11% à -22% (Figure 63).

Pour les bras ne montrant pas d'abduction complète sans cale (#4 et #5) la cale#2 procure plus d'abduction (+36° et +39°, respectivement), ce qui n'est pas visible sur la figure ci-dessous, qui illustrant la différence de force avec le bras sans cale en proportion de la force fournie pour celui-ci.

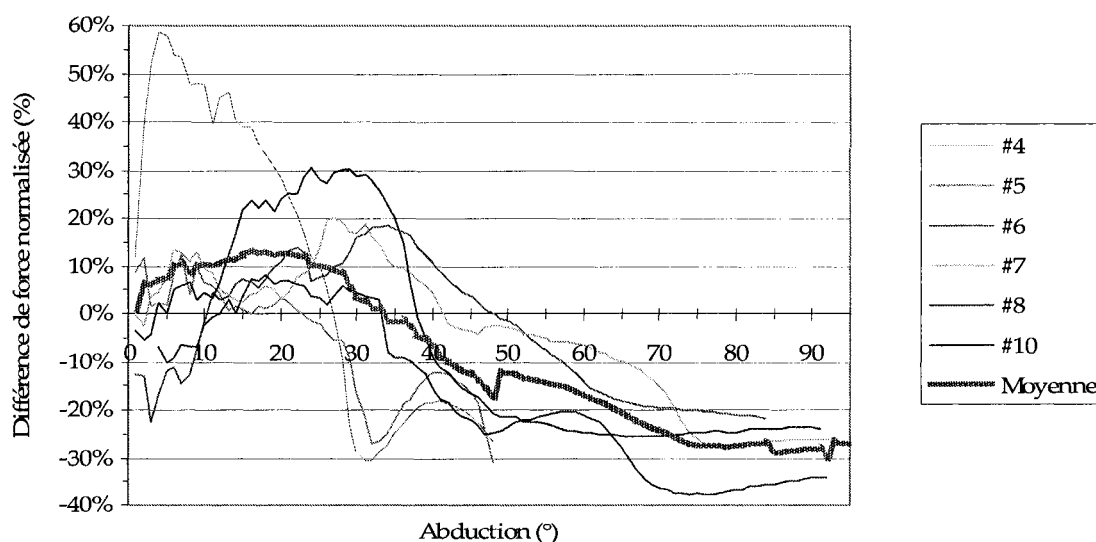


**Figure 63** *Différence de force selon l'abduction avec ajout de la Cale#2 pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens*

#### 4.2.3.3 Cale #3 (19 mm)

Avec la Cale#3 mise en place sur le spécimen, la force est augmentée de manière générale dans les premiers 20° d'abduction. Tous les spécimens montrent ensuite une diminution de la force à partir de 23° à 47° d'abduction, et ceci jusque -21% à -37% par rapport au bras sans cale. En moyenne, la diminution de la force d'abduction est observée à partir de 35° (Figure 64).

Avec une abduction incomplète sans cale, les bras #4 et #5 montrent une abduction complète, soit 87° et 90°, avec l'ajout de cette cale#3 (non visible à la Figure 64).

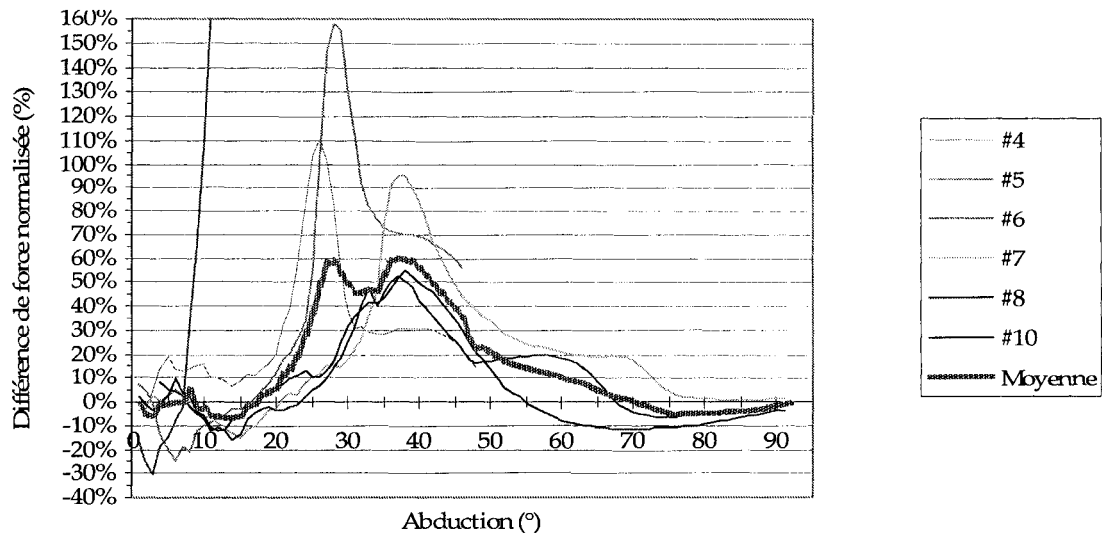


**Figure 64** *Différence de force selon l'abduction avec ajout de la Cale#3 pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens*

#### 4.2.3.4 Cales #3 + S (19 mm + Supérieure)

Avec les cales #3 et S, même si la force est légèrement diminuée entre 10° et 20°, elle atteint des pics de +51% à +158% par rapport au bras normal entre 26° et 38°. Le spécimen #6 s'est disloqué partiellement pendant les essais et montre une très grande

augmentation de force. Ceci est illustré à la Figure 65 par la courbe quasi verticale, coupée à +160% pour la clarté de présentation des autres courbes. Seuls deux bras (#10 et 8), voient leur force abaissée à partir de 55° et 68°, tout au plus de -12% et -6% (Figure 65).

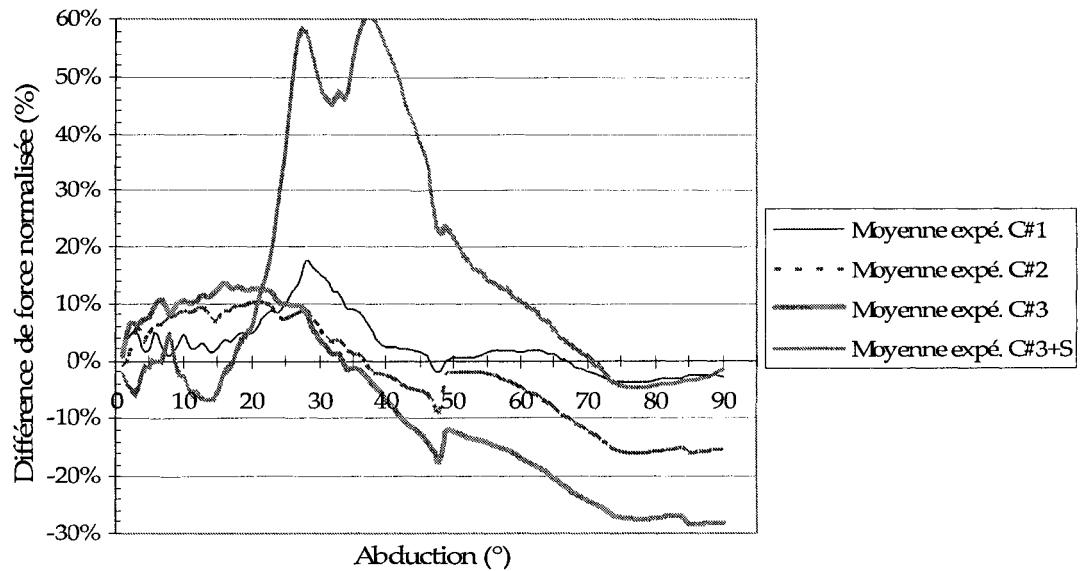


**Figure 65** *Différence de force selon l'abduction avec ajout des Cales#3 et S pour les six spécimens ainsi que la moyenne des six spécimens*

#### 4.2.3.5 Moyenne de la force au cours de l'abduction avec ajout des cales

À titre de résumé, les moyennes de la différence de force en fonction de l'abduction sont présentées à la Figure 66 pour les essais avec Cales #1, #2, #3 et #3 + S (Supérieure). Tel que décrit précédemment, on observe que lorsque les cales latérales #1, #2 et #3 sont en place sur la tête humérale des spécimens cadavériques, la force se retrouve augmentée jusqu'à 35° à 45° d'abduction, pour être abaissée ensuite. La force est alors très peu diminuée par la Cale#1 (jusqu'à environ -5%) alors que les Cales #2 et #3 montrent une diminution moyenne de la force d'abduction plus prononcée (jusqu'à -15% et -28%, respectivement). Par contre, lorsque la Cale S est ajoutée en plus de la Cale#3, la force se retrouve principalement augmentée, entre 17° et 70° d'abduction, et ce jusqu'à 60% par rapport à la force mesurée pour le spécimen sans cale.





**Figure 66** Différence de force moyenne selon l'abduction avec ajouts des Cales #1, #2, #3 et #3+S

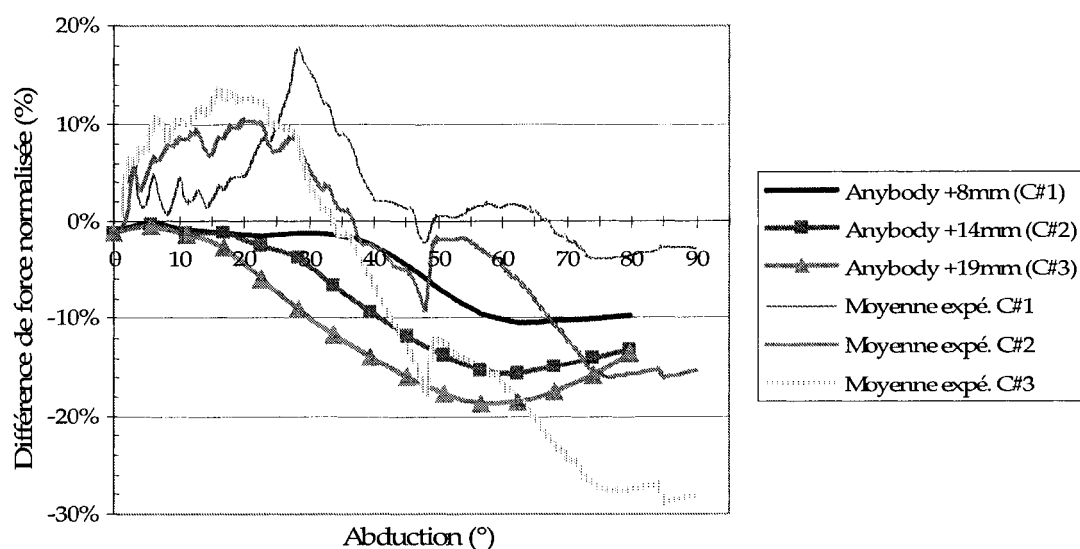
#### 4.3 Modélisation avec *Anybody* : ajout d'une ellipse simulant les cales expérimentales et sensibilité du modèle

##### 4.3.1 Effet de la simulation des cales sur le modèle par l'ajout d'ellipse : force selon l'abduction, comparaison avec les résultats expérimentaux

Pour effectuer un parallèle avec les cales vissées sur le bras cadavérique en expérimentation, une ellipse autour de laquelle s'enroule le deltoïde est ajoutée à l'humérus du modèle informatique. Cette ellipse est ajoutée sous la grande tubérosité de l'humérus, à -25 mm du centre de la tête humérale (CTH). Le mouvement est dirigé selon une abduction simple avec *Anybody*. La différence de force obtenue avec cette nouvelle géométrie est exprimée par rapport à la force générée avec une géométrie humérale anatomique.

En tout temps, l'ajout d'une ellipse égale ou réduit la force lors de l'abduction par rapport à la configuration normale. La diminution de force est quasi-nulle durant les premiers 30° (Cale#1), 17° (Cale#2) et 10° (Cale#3) puis s'amplifie progressivement jusqu'à -11% (Cale#1), -17% (Cale#2) et -19% (Cale#3).

Les résultats expérimentaux montrent parfois une augmentation de la force développée dans le deltoïde simulé pour le bras avec cales par rapport au bras sans cale. Par contre, avec l'ajout d'une ellipse il n'y a aucune augmentation de la force pour la simulation numérique effectuée à l'aide du modèle développé dans *Anybody*. La force se retrouve diminuée en tout temps (Figure 67), quelle que soient les dimensions de l'ellipse.



**Figure 67** *Différence de force selon l'abduction avec ajout d'ellipse de taille variable déformant le côté latéral de la tête humérale dans Anybody, et moyennes des essais expérimentaux de la Série II avec les cales correspondantes (C#1:Cale#1, C#2:Cale#2, C#3:Cale#3)*

La diminution maximale de force avec une ellipse déplaçant les points de passage du deltoïde selon l'épaisseur de la Cale#1 (8mm) est plus importante dans le modèle. La force est diminuée de -10.5 % à 63° pour le modèle alors que la diminution moyenne est de -4 % à 77° selon les résultats expérimentaux.

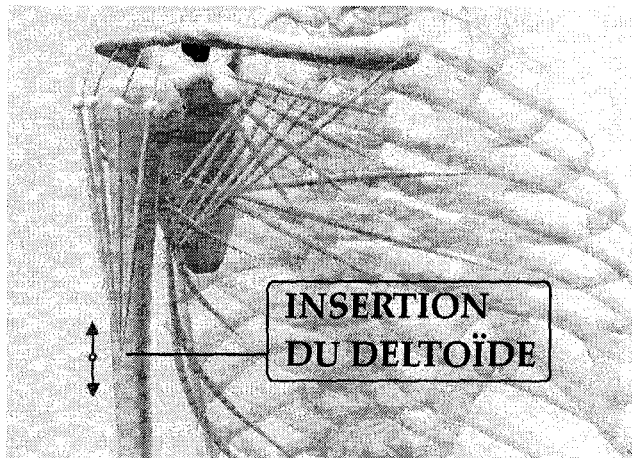
Pour les ellipses du modèle informatique imitant les Cale#2 (14 mm) et #3 (19 mm) des expérimentations, la diminution maximale de force est moins importante mais survient plus tôt dans le mouvement d'abduction. L'ellipse correspondant à la Cale#2 provoque une diminution maximale de la force de -15 % à 62 ° dans le modèle informatique contre -16 % à partir de 76° d'abduction selon la moyenne des résultats expérimentaux. De même avec l'ellipse correspondant à la Cale#3, la diminution maximale atteint -19 % à 59° d'abduction pour le modèle contre -27 % à partir de 77° selon la moyenne expérimentale.

Enfin, pour les trois ellipses simulées dans le modèle, la valeur finale de la diminution de la force est moins importante que la valeur maximale. À 80°, la force est diminuée de 10 % pour l'ellipse correspondant à la Cale#1, de 13 % pour celle imitant la Cale#2 et 13.5 % pour celle reprenant l'épaisseur de la Cale#3. Au niveau expérimental, la valeur maximale de diminution de la force est conservée jusqu'à la fin du mouvement d'abduction.

#### **4.3.2 Sensibilité du modèle**

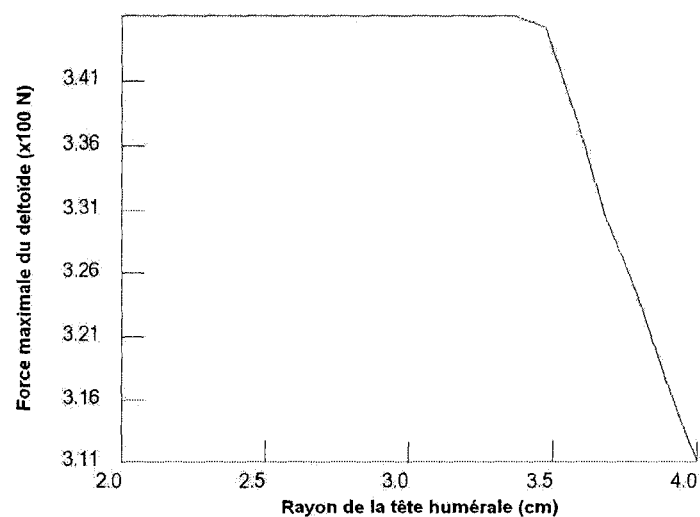
De sorte à prendre en considération les limites du modèle informatique, la sensibilité du modèle face à différents paramètres a été testée.

La position d'insertion du deltoïde sur l'axe longitudinal de l'humérus (Figure 68) ne change aucunement la force nécessaire à l'abduction. Il en est de même pour la force maximale que chacune des fibres du deltoïde peut développer lors d'un mouvement complet d'abduction jusqu'à 80°, du moment que la force totale disponible pour ces quatre fibres reste suffisante pour élever le bras. Le modèle ne montre aucune sensibilité vis-à-vis de ces deux paramètres.



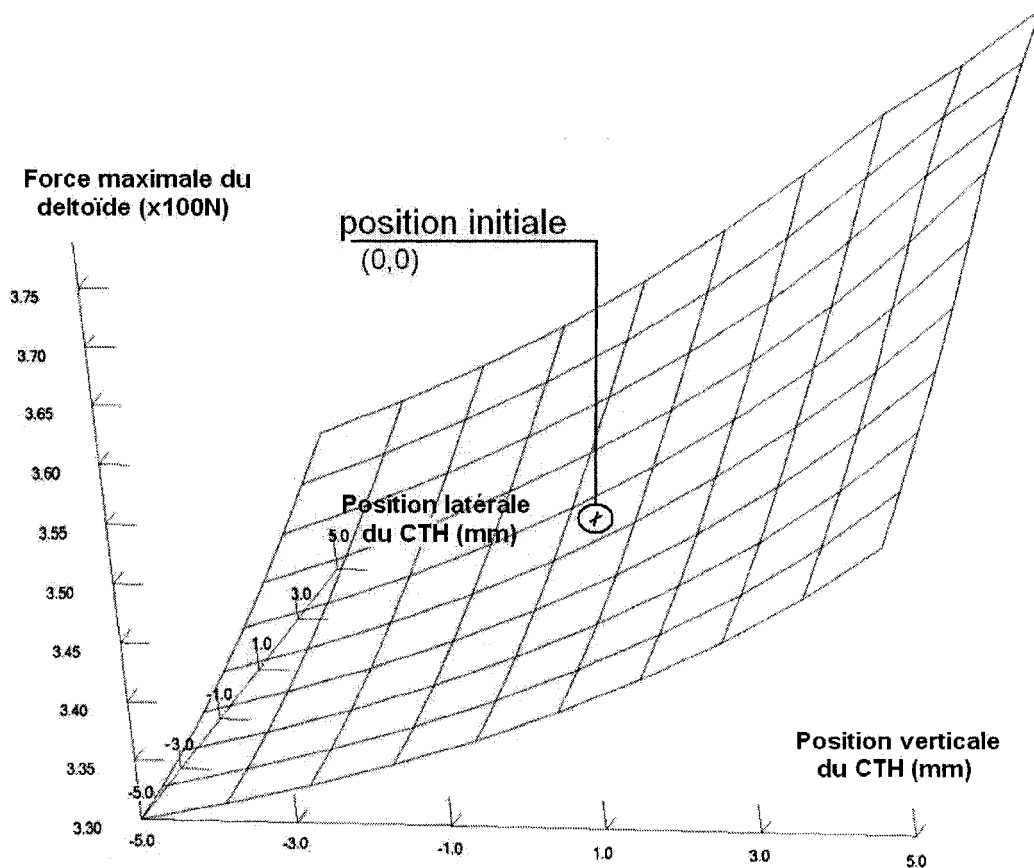
**Figure 68** *Illustration de l'insertion du deltoïde sur l'humérus dans Anybody*

Par contre, dans *Anybody* le deltoïde s'enroule autour d'une sphère virtuelle qui représente la tête humérale. La variation du rayon de cette sphère modifie le patron de force mais seulement à partir d'un rayon de 34 mm (Figure 69) pour la configuration du modèle testé. La diminution de la force maximale est alors de -6 N par augmentation de 1 mm du rayon de la tête humérale.



**Figure 69** *Force maximale développée dans le deltoïde selon le rayon de la tête humérale*

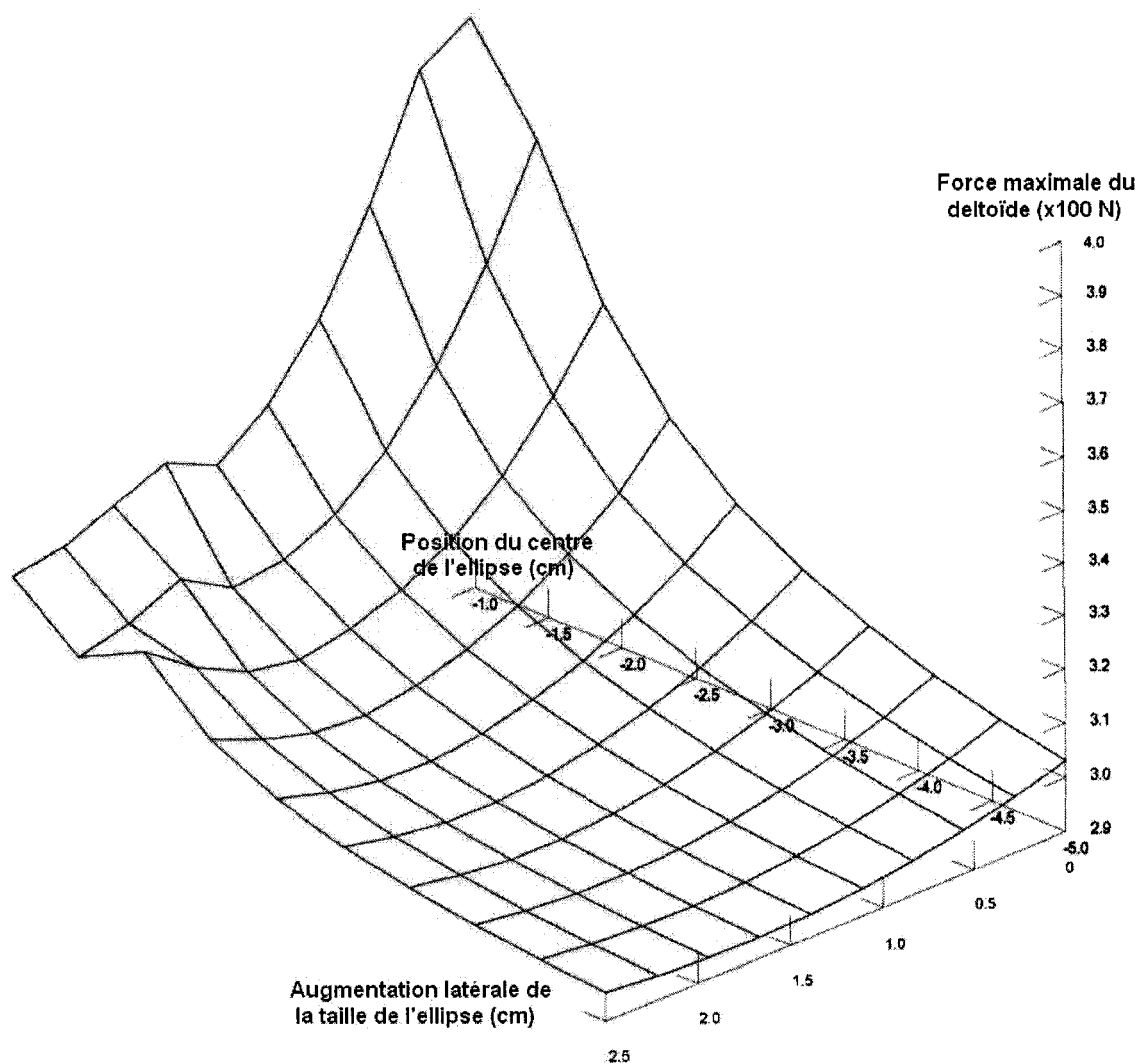
La force maximale développée dans le deltoïde diminue si le CTH est plus médial et bas alors qu'inversement elle augmente si le CTH est latéralisé et placé plus haut, comme on peut l'observer à la Figure 70.



**Figure 70** Force maximale développée dans le deltoïde selon les positions latérale et verticale du CTH

Enfin, une optimisation a montré que la force maximale du deltoïde varie selon la taille et la position de l'ellipse imitant la cale utilisée en expérimentation. L'ellipse a été positionnée sur l'axe huméral entre -1 cm sous le CTH, position la plus haute possible de sorte à ne pas heurter l'acromion en fin de mouvement d'abduction, et -5 cm. Cette dernière valeur est une limite arbitraire pour tester la sensibilité du modèle et n'est pas représentative de ce qui se ferait en réalité. Elle illustre une position très basse de

l'ellipse, modifiant le chemin de passage du deltoïde vers son insertion et non au niveau de la tête humérale. L'augmentation du diamètre latéral de l'ellipse a été testée entre 0 et 25 mm, valeur supérieure aux 20 mm acceptables selon le Docteur Patrice Tétrault.



**Figure 71** *Force maximum développée dans le deltoïde selon l'augmentation latérale de l'ellipse imitant les cales expérimentales et la position inférieure du centre de l'ellipse par rapport au centre de la tête humérale*

À la Figure 71, on observe que pour une ellipse dont le centre est placé à -1 cm en dessous du CTH et déformant la tête humérale de 0 à 25 mm, la force maximale

développée dans le deltoïde varie de 395 à 328 N respectivement, soit selon une variation de -17 %. Par contre lorsque l'ellipse est déplacée plus inférieurement sur l'axe huméral, la force maximale développée dans le deltoïde se montre moins sensible à la variation de la taille de l'ellipse. Aussi, à partir d'un placement inférieur à -1.8 mm, la plus faible valeur de force maximale n'est plus obtenue pour le plus grand diamètre latéral de l'ellipse mais pour une valeur de 16.6 mm. Par exemple, lorsque le centre de l'ellipse est situé à -2.5 cm sous le CTH, la force dans le deltoïde varie de 329 à 302 N, soit -8 % de variation pour une augmentation latérale de l'ellipse comprise entre 0 et 16.6 mm. Après cette valeur, la force maximale du deltoïde augmente à nouveau progressivement jusqu'à 310 N. Lorsque le centre de l'ellipse est placé à -5 cm sous le CTH, la variation entre la plus grande et la plus faible valeur de la force maximale développée dans le deltoïde n'atteint plus que -2.6 %.

## CHAPITRE 5

### DISCUSSION

Ce projet a pour but premier de démontrer que des modifications géométriques de la tête humérale abaissent la force *in vitro* du deltoïde pour l'abduction d'un bras cadavérique avec une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) et limitent la migration supérieure de l'humérus. Ensuite, un modèle informatique de l'épaule développé pour reproduire les conditions expérimentales doit soutenir ces hypothèses en utilisant les cinématiques *in vitro* et permettre d'affiner un dessin prothétique destiné à des patients souffrant de RMCR.

Les expérimentations des Séries I et II offrant des résultats non comparables en raison d'un changement matériel, seules les cinématiques expérimentales de la Série I furent appliquées au modèle informatique pour un bras intact et avec RMCR. La force initiale donnée par le modèle lors de l'abduction est abaissée avec l'imposition des cinématiques expérimentales mais reste toutefois bien supérieure aux valeurs mesurées *in vitro*.

Par contre, un ajout géométrique au côté de la tête humérale permet de confirmer informatiquement les mesures expérimentales montrant une diminution de la force d'abduction développée par le deltoïde. L'ajout supérieur, simulé seulement lors des expérimentations, permet de limiter la migration supérieure de l'humérus mais ne diminue pas la force mesurée.

#### 5.1 Imposition des cinématiques expérimentales au modèle informatique

Les forces calculées avec *Anybody* pour une abduction dirigée selon les trajectoires des bras cadavériques sont supérieures à celles enregistrées lors des expérimentations de la



Série I. Cette observation peut être due à la vitesse de raccourcissement du vérin. Lors d'essais préliminaires, avec une vitesse de traction inférieure au réglage actuel, la force enregistrée par le capteur était plus importante. Aussi, le type de muscle utilisé dans le logiciel ne prend pas en compte la vitesse du mouvement, la force étant calculée pour équilibrer chaque position du bras. Choisi pour reproduire l'effet du vérin et de la sangle expérimentale, le type musculaire « simple » devrait éventuellement être revu pour le type « bilinéaire ». Le modèle informatique n'est alors pas validé par les mesures *in vitro* car les forces calculées durant l'abduction sont encore loin du couloir expérimental et ne suivent pas la même variation selon la condition simulée.

La raison supplémentaire pour laquelle la force calculée par *Anybody* se montre différente des valeurs expérimentales se justifierait par l'emploi des géométries osseuses génériques du logiciel. Les points anatomiques définissant les géométries osseuses des spécimens utilisés en expérimentations et dans le modèle ne correspondent pas entre eux et peuvent mener à des aberrations, comme il a été remarqué à la section 4.1.3 avec le spécimen #10. Ainsi, les résultats observés pour le spécimen testé, soit le #8 sont à prendre avec une grande précaution. Des formes osseuses individualisées ne sont pour l'instant pas disponibles dans *Anybody*. Seulement, il faudrait pour cela que le logiciel prenne en compte les contacts entre les os pour que des variations géométriques aient des conséquences sur la cinématique et la force calculée durant le mouvement.

De plus, le placement de la scapula dans le modèle détermine aussi la force initiale. Ce placement est arbitraire et demande des essais préalables pour placer la scapula de sorte à obtenir la force la plus faible en début de mouvement, normalement nulle car le bras se trouve à la verticale. L'idéal serait de pouvoir mesurer la position de la scapula par rapport au sol ou au thorax (impliquant dans ce cas des expérimentations sur un tronc et non un bras seul). Importer cette position précise dans l'environnement d'*Anybody* permettrait d'appliquer plus facilement les cinématiques expérimentales au modèle.

La force maximale des muscles de la coiffe des rotateurs (CR) est fixée à 5 N dans *Anybody*, de sorte à ce qu'ils soient considérés comme passifs. En effet, les muscles de la CR ne sont pas simulés *in vitro* et ne servent ainsi qu'à retenir passivement la tête humérale en face de la glénoïde lorsqu'ils sont présents. La force mesurée dans le deltoïde simulé en expérimentation est différente selon la condition du spécimen. Mais dans le modèle, que la CR soit présente ou non, la force calculée pour le deltoïde reste la même : en simulant une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR), la force ne change pas par rapport à la condition intacte. Ainsi, la force du deltoïde calculée selon les cinématiques *in vitro* des deux conditions est seulement fonction de la trajectoire du bras dans le modèle mis au point dans *Anybody*. Cela représente une étape de plus à surmonter pour rendre la modélisation fidèle à la réalité expérimentale et met en relief le besoin de simuler les muscles de la CR. Avec la simulation expérimentale de ces muscles, la distinction entre conditions intacte et avec RMCR serait mieux définie et applicable au modèle par l'activation ou non de la CR.

La taille des os, leur forme et le placement des points anatomiques fidèles aux spécimens cadavériques utilisés sont indispensables pour effectuer une comparaison réaliste entre expérimentations et modèle informatique. Aussi, la simulation expérimentale des muscles de la CR pour une épaule intacte semble inévitable et viendrait compléter la présente étude.

## **5.2 Valeurs de force dans le deltoïde en fonction de l'abduction**

La littérature n'offrant que peu de valeurs concernant la force développée dans le deltoïde durant l'abduction, dispartes de surcroît, il apparaît difficile de se comparer avec celles-ci. Pour le présent projet, les mesures expérimentales de la Série I, correspondant à une épaule intacte, ne sont disponibles que pour une abduction limitée à environ 50°. La Série II se montre plus complète et permet une comparaison sur l'ensemble du mouvement mais pour une épaule avec RMCR seulement. Bono et al.[15]

(2001) et Wuelker et al.[111] (1995) obtiennent une valeur de force normalisée autour de 100 N/kg pour une abduction de 75° à 90° (voir la section 1.5. *Force du deltoïde rapportée dans la littérature*). Le montage de Wuelker et al.[111] accomplissait une abduction par pas de 20° pour des spécimens amputés alors que les expérimentations menées dans le présent projet offrent un mouvement continu avec des bras entiers. Bono et al.[15] ont également utilisé des bras incomplets pour une abduction menée de manière continue mais avec une vitesse 100 fois inférieure à la nôtre (0.3°/s contre 30°/s pour nous) de sorte à négliger l'effet de la vitesse selon les auteurs. En revanche, Thompson et al.[100] (1996), avec des bras entiers intacts et avec des ruptures partielles de la CR, élevés de manière séquentielle, ont obtenu des valeurs de force dans le deltoïde équivalentes à la moitié de celles obtenues pour le présent projet. Avec une paralysie de la CR ou une RMCR et malgré une force triplée, l'abduction fut quasi impossible (25° au maximum) lors des expérimentations de Thompson et al.[100]. Ceci contredit les valeurs d'abduction maximale de notre Série II, atteignant 90° ou presque avec une force simplement doublée par rapport à ces auteurs. Même si les conditions expérimentales de ces études sont différentes de la nôtre, les valeurs mesurées restent dans le même ordre de grandeur (voir à la Figure 61 : les valeurs de force atteignent environ  $100 \pm 20$  N). Les valeurs de la force deltoïdienne des expérimentations de la Série I et de la Série II pour une même condition s'avèrent différentes alors qu'un seul élément du montage, le vérin électrique, a été modifié. En regard de cette remarque les résultats entre différentes études, donc différents montages, ne peuvent être identiques. Nous pouvons donc affirmer que les valeurs de force obtenues à l'aide des expérimentations menées au LIO est en accord avec la littérature.

Au niveau informatique, l'absence de données concernant la force du deltoïde calculée avec un logiciel de modélisation représente un manque dans la littérature. Seule l'étude d'Oizumi et al.[76] (2006), sans spécification sur le logiciel employé, offre des valeurs auxquelles nous pouvons faire référence. Cependant, ces valeurs concernent la force dans le deltoïde avec une coiffe des rotateurs effective. Selon les courbes présentées à la

section 4.1.3, pour le bras avec RMCR dirigé selon une abduction simple par le logiciel *Anybody*, à 80° d'abduction la force normalisée atteint 240 N/kg. Pour Oizumi et al.[76], la force développée par le deltoïde moyen pour un bras intact atteint 70 N/kg à 75° d'abduction, soit trois fois moins que nos valeurs. Les données de ces auteurs sont toutefois limitées à des approximations personnelles selon le poids du corps de leur spécimen. Leur simulation porte sur le muscle deltoïde ainsi que tous les muscles de l'épaule, alors que le modèle développé dans *Anybody* ne comporte qu'une portion de muscle deltoïde actif. Le projet de modélisation présenté ici est alors distinct de celui d'Oizumi et al.[76] et représente une avenue non étudiée dans la littérature. La forme de la courbe de la force du deltoïde en fonction de l'abduction est toutefois semblable à celle d'Oizumi et al.[76]. Aussi, même si les valeurs données par *Anybody* restent à valider, l'absence de CR et l'action seule du deltoïde moyen justifient des valeurs élevées.

Enfin, lors d'une abduction pure dirigée par *Anybody*, la courbe de force dans le deltoïde en fonction de l'abduction est quasi linéaire dans la première partie du mouvement, soit de 0 à 40°, alors qu'expérimentalement ce n'est pas le cas. Or dans les expérimentations, le mouvement n'est pas une abduction pure mais une composition d'abduction, flexion et rotation, ce qui explique la non linéarité de la courbe. D'ailleurs, lors de l'imposition des cinématiques expérimentales au modèle informatique, la force calculée pour le deltoïde selon l'abduction ne se montre pas linéaire (Figure 53). La force calculée lors d'une abduction pure dirigée par *Anybody* se montre alors explicable et normale.

### 5.3 Modifications géométriques de la tête humérale

Le centre de rotation de l'articulation glénohumérale étant fixe dans le logiciel *Anybody*, il est impossible d'explorer la modification géométrique théorique d'une surface intra articulaire, comme la modification supérieure effectuée avec la Cale S en *in vitro*. Ainsi, le parallèle entre expérimentations et modélisation informatique ne se fait qu'au niveau

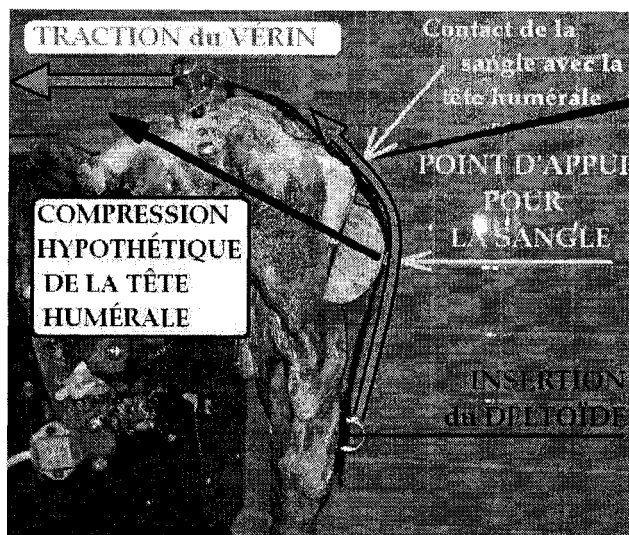
d'une modification géométrique latérale de la tête humérale. La modification supérieure présentée ci-après à la section 5.4.2 ne concerne que les résultats expérimentaux.

### **5.3.1 Modification géométrique latérale de la tête humérale**

#### **5.3.1.1 Cales expérimentales**

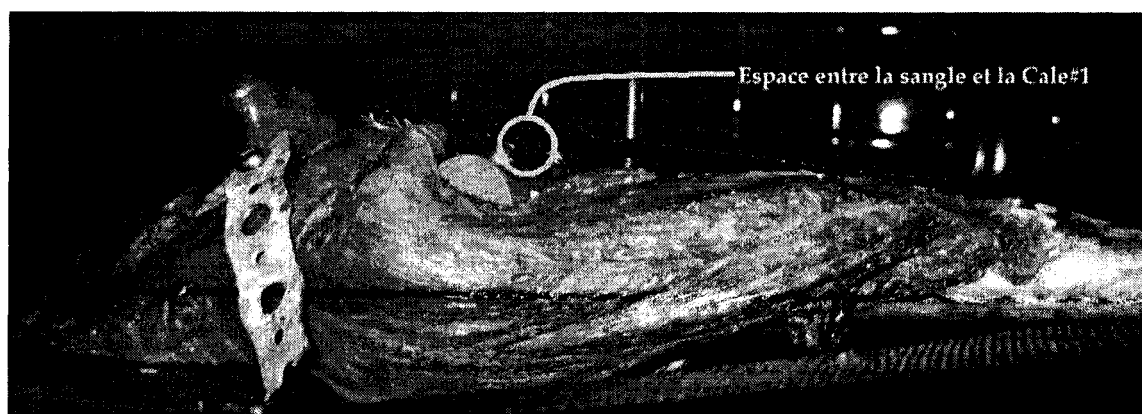
Avec les cales latérales #1, 2 et 3, les déplacements antéro-supérieur, inférieur-supérieur et médio-latéral du centre de la tête humérale (CTH) montrent un maximum de  $\pm 2.5$  mm de différence avec les déplacements du CTH sans cale. Mais cette variation entre dans l'intervalle de l'erreur du système de mesure électromagnétique *Fastrack*. Les différences de déplacement du CTH entre les essais expérimentaux avec et sans cale se situant dans l'intervalle d'erreur de mesure, l'ajout d'une cale latérale ne modifie pas le trajet de la tête humérale d'une épaule avec RMCR.

En début d'abduction, la force enregistrée pour les bras avec une cale latérale atteint jusqu'à 60 % de plus que la force nécessaire aux bras sans cale pour une même valeur d'abduction. D'une part, il est important de noter qu'en dessous de  $30^\circ$  d'abduction ces différences représentent de faibles valeurs de force, inférieures à 15 N/kg, comme on peut le visualiser à la Figure 61. Pour des valeurs de cet ordre de grandeur, une variation de quelques newtons peut facilement augmenter de moitié la valeur de la force initiale. D'autre part, l'ajout d'une cale offre un point d'appui pour la sangle, en plus de la tête humérale avec laquelle elle est en contact de  $0^\circ$  à environ  $50^\circ$  d'abduction. En début de mouvement, le vérin tire de manière horizontale sur la sangle attachée à un bras positionnée verticalement. Cette action comprimerait d'avantage la tête humérale contre la glénoïde et l'acromion (Figure 72), ce qui provoquerait une résistance et donc une augmentation de la force de traction par rapport au bras sans cale.



**Figure 72** *Illustration de la compression supposée de la tête humérale contre l'acromion et la glénoïde lors de l'initiation de l'abduction pour un spécimen avec une cale latérale (ici Cale#3)*

L'absence d'effet de la Cale#1 (8 mm) sur la force d'abduction est due à sa taille et à son placement sous la grande tubérosité humérale, ne modifiant que peu ou pas la ligne d'action du deltoïde simulé par la sangle. Ceci se remarque d'autant plus que le mouvement d'abduction est prononcé : la sangle s'éloigne et ne touche plus du tout à la cale ajoutée (Figure 73).



**Figure 73** *Spécimen #8 en abduction avec la Cale#1 en place, sans contact avec la sangle*

En vue des résultats expérimentaux présentés, un ajout latéral à la tête humérale est efficient à partir d'une taille telle que celle de la Cale#2 (14 mm) et son effet vis-à-vis de la diminution de la force ne se vérifie progressivement qu'après 35° d'abduction. Une plus grande modification géométrique, comme simulée avec la Cale#3 (19 mm), permet d'abaisser la force d'abduction de manière plus prononcée mais toujours à partir de 35°. De plus, les deux spécimens #4 et #5 montrent une abduction complète avec les cales #2 et 3 alors qu'ils n'atteignaient pas 50° sans cale. Pour l'ensemble des six spécimens, au-delà de 75° d'abduction les cales #2 et 3 provoquent une réduction de la force moyenne de -15 % et -28 %, respectivement. Cette réduction est d'autant plus importante que la force enregistrée augmente avec l'abduction et présente des valeurs de l'ordre de 100 N/kg à partir de 70° (Figure 61). L'abduction finale de 90° avec le bras tendu représente la situation la plus défavorable pour le deltoïde (De Wilde et al.[28] 2004) mais un ajout latéral à la géométrie de la tête humérale permet de diminuer la force nécessaire à ce muscle pour maintenir cette position, comme le montre le présent projet (Figure 61). Un ajout latéral permet donc (1) d'abaisser la force développée par le deltoïde à partir de 35° d'abduction et par conséquent (2) d'augmenter l'abduction lorsque celle-ci n'atteint pas 90°.

### 5.3.1.2 Ellipse du modèle informatique

Avec le modèle développé dans *Anybody*, la force d'abduction calculée pour le deltoïde ne fait que diminuer durant tout le mouvement avec l'ajout d'une ellipse imitant les cales expérimentales. Contrairement au centre de la tête humérale (CTH) des spécimens cadavériques venant s'accoler contre l'acromion, le CTH du modèle informatique reste fixe. La force calculée ne dépend donc pas du placement de la tête humérale ni d'un éventuel frottement avec l'acromion. Aussi, les points de passage des fibres du deltoïde sont liés à la surface de l'ellipse ajoutée, d'où un effet continu de cette ellipse sur le bras de levier du muscle. Quelle que soit la modification effectuée, le chemin du deltoïde du modèle est modifié. Avec l'ajout d'une ellipse imitant les cales expérimentales, le

deltoïde ne peut alors que s'éloigner du CTH par rapport à la configuration anatomique, soit augmenter son bras de levier et donc demander moins de force tout au long de l'abduction, comme le montre la Figure 67 à la section 4.3.1.

Les résultats obtenus dans *Anybody* confirment les mesures expérimentales, justifiant qu'une modification géométrique latérale au niveau de la tête humérale permet d'abaisser la force d'abduction développée dans le deltoïde avec une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR). Cependant, la force est abaissée de manière continue au long de l'abduction mais avec une valeur de diminution maximale moins importante que lors des expérimentations (Figure 67). La proportion maximale de la force diminuée ne correspond pas à la plus grande abduction mais intervient autour de 60° pour les trois épaisseurs d'ellipse rapportées. La force est abaissée pour les trois tailles testées et la plus grande, reproduisant la Cale#3 (19 mm), est la plus efficace : la diminution survient plus tôt dans le mouvement et avec une plus grande importance que les deux autres.

Le Docteur Patrice Tétrault estime qu'un ajout latéral à la tête humérale peut atteindre environ 20 mm sans gêner les patients. Selon les résultats obtenus à l'aide de spécimens *in vitro*, un ajout latéral maximum de 19 mm sous la grande tubérosité de la tête humérale s'avère ainsi efficace à partir de 35° pour abaisser la force d'abduction développée dans le deltoïde en cas de RMCR et ce jusqu'à -28% de la force initiale, sans changer la cinématique du centre de la tête humérale. Selon les résultats des simulations informatiques avec le logiciel *Anybody*, un ajout semblable, situé 25 mm sous le centre de la tête humérale d'une épaule avec RMCR, permet d'abaisser la force d'abduction dans le plan de la scapula dès 10° et ce jusqu'à -19 % de la force initiale. Cette modification de la géométrie osseuse représente alors une aide potentielle aux patients subissant une arthroplastie suite à une RMCR, qui pourraient retrouver une fonctionnalité plus proche de la normale pour le membre atteint grâce à un gain en amplitude d'abduction. En théorie, ces patients disposeraient d'une abduction plus

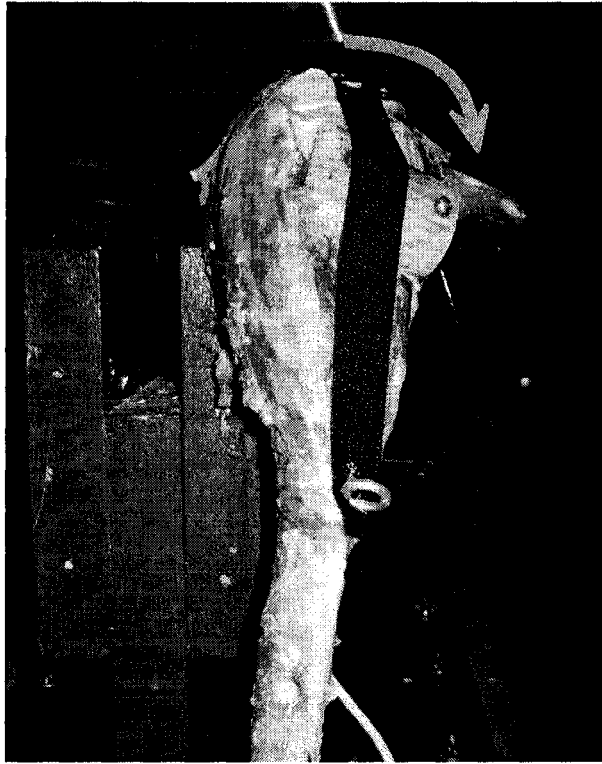


importante qu'avant leur opération grâce à un dessin prothétique original, mettant en avant un ajout latéral à la tête humérale allant jusqu'à 20 mm.

### **5.3.2 Modification géométrique supérieure de la tête humérale**

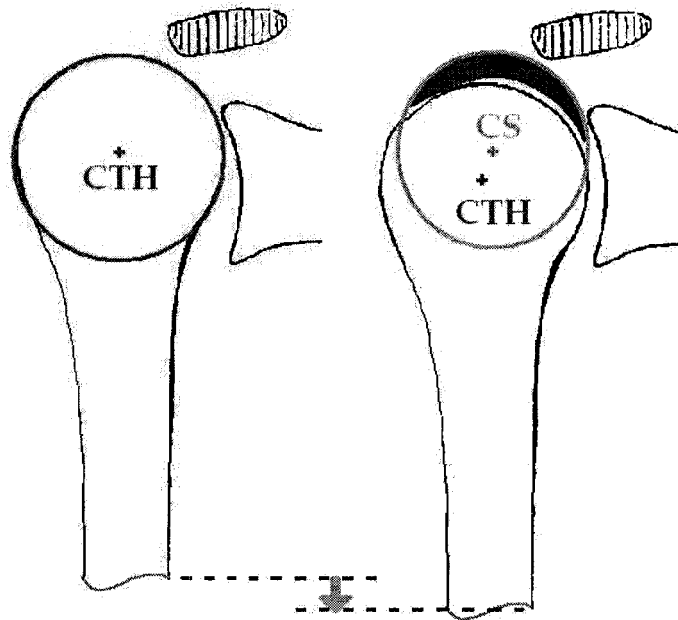
En cas de RMCR, il n'est pas possible de conserver la tête humérale en face de la glénoïde en modifiant simplement la géométrie humérale. Seule une prothèse totale, inversée ou non, permet de limiter la migration supérieure de l'humérus. En présence de RMCR les tentatives d'hémiarthroplastie pour positionner l'implant huméral centré sur la glénoïde sont vouées à l'échec (Field et al.[40] 1997). La tête humérale, non maintenue en face de la glénoïde par la CR, vient s'articuler contre le bord supérieur de la glénoïde mais aussi directement contre l'acromion qui agit comme limite de la migration supérieure de l'humérus.

La cale supérieure (S) provoque des déplacements antérieurs du CTH amplifiés dans les premiers 50° d'abduction. La forme imparfaite de cette cale, réalisée à la main, en est certainement à l'origine de par sa courbure variable. D'une manière plus générale, le rayon de cette cale est inférieur à celui de la tête humérale. Un rayon de tête humérale plus petit diminue la surface de contact et devient source d'instabilité. Un déplacement antérieur, précurseur d'une dislocation, n'est donc pas surprenant avec la cale supérieure (Figure 74).



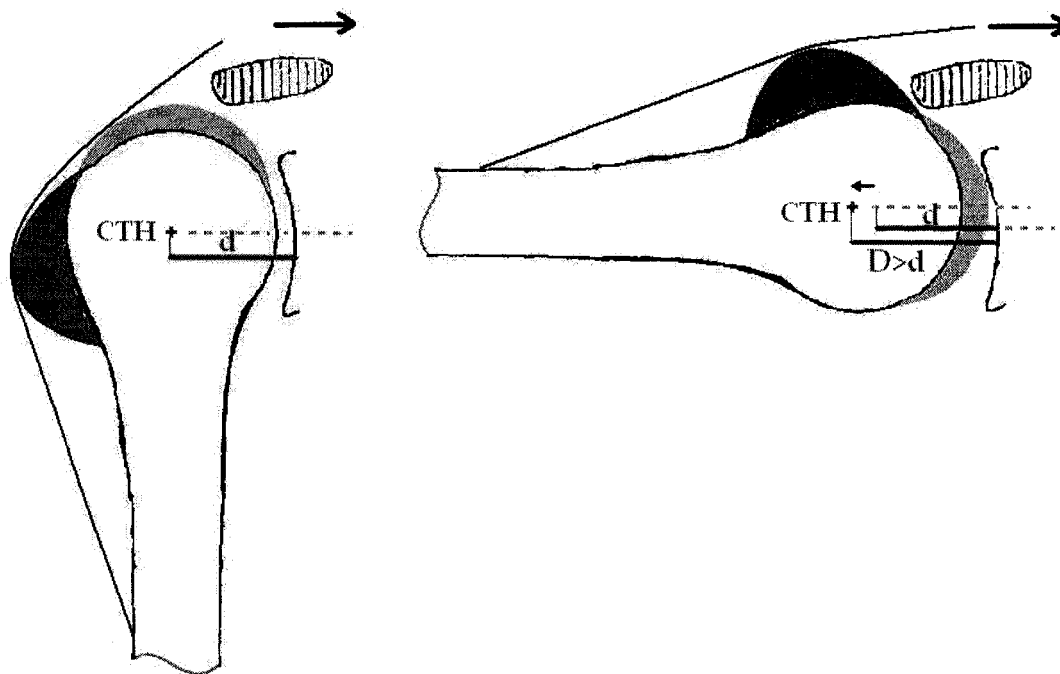
**Figure 74** *Dislocation partielle du spécimen #6 avec les Cales#3 et S en place*

Lors de nos expérimentations, le centre de la tête humérale (CTH) se déplace de manière plus inférieure avec les cales #3 et S par rapport au bras sans cale. Seulement, la tête humérale vient toujours buter indirectement contre l'acromion via la cale supérieure, insérée entre les deux structures osseuses. Pour un humérus de forme anatomique, le CTH original est confondu avec le centre de rotation (Levasseur et al.[62], soumis en 2006), mais ce centre de rotation est modifié par l'ajout de la Cale S sur la tête humérale. Le CTH se retrouve alors positionné plus bas que le nouveau centre de rotation CS, défini par la géométrie humérale modifiée (Figure 75). Pour cette raison, le trajet expérimental du CTH est plus inférieur avec l'ajout de la Cale supérieure.

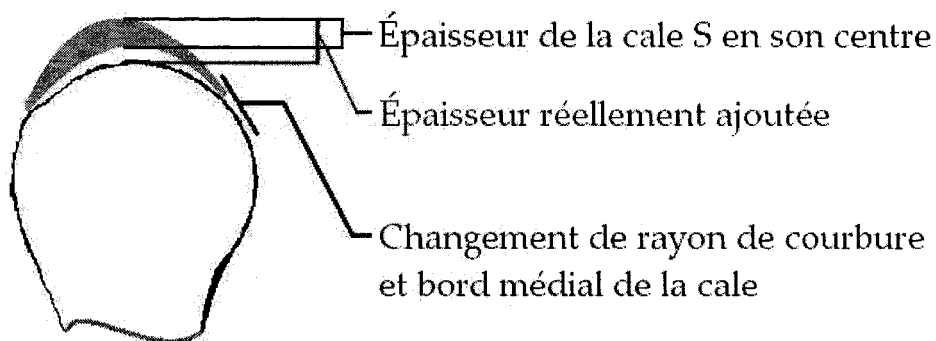


**Figure 75** *Illustration du déplacement du centre de rotation avec l'ajout de la cale S : le centre de rotation initial, CTH, se retrouve plus bas que le nouveau centre de rotation, CS*

Au fur et à mesure du mouvement d'abduction, les cales #3 et S en place provoquent un déplacement latéral accentué. Plus l'abduction est importante, plus l'épaisseur progressive de la cale S intervient entre la tête humérale et la glénoïde. À 90° d'abduction, la cale supérieure se retrouve vis-à-vis de la glénoïde. Le CTH se voit alors latéralisé au maximum (Figure 76) selon une valeur qui n'est pas forcément celle de l'épaisseur de la cale, en raison de son imperfection et de l'erreur de mesure. La cale mesure 5 mm en son centre mais n'épouse pas parfaitement la géométrie osseuse du spécimen, ce qui donne une épaisseur supérieure à 5 mm (Figure 77).



**Figure 76** Schéma des positions initiale et finale de l'humérus avec les cales #3 et S, montrant la latéralisation du centre de la tête humérale avec l'abduction



**Figure 77** Détails sur les imperfections de la cale S

Trois bras sur six démontrent une incapacité à accomplir une abduction complète avec la cale supérieure (S). Pour les trois autres spécimens présentant une abduction de 90°, la diminution de force n'atteint que -10% malgré la présence de la cale latérale #3. Pour tous les bras, la force se montre plus grande autour de 30° avec des pics supérieurs de

51 % à 158 % par rapport à l'abduction initiale sans cale. L'amplification de force observée peut être due au changement de rayon de la tête humérale à l'interface os-cale supérieure qui rend la rotation moins aisée et moins continue qu'avec la tête humérale originale, de forme quasi-sphérique (Figure 77). De plus, la latéralisation du CTH expliquée ci-dessus demande éventuellement plus de force : le vérin exécute une traction médiale alors que la tête humérale est éloignée latéralement de la glénoïde par la cale. Aussi, il se peut également que le bord médial de la cale S accroche le bord supérieur de la glénoïde, provoquant plus de force pour dépasser cette frontière os-cale autour de 30° d'abduction. Enfin, malgré le soin porté à humidifier l'articulation GH par une solution saline, le matériau employé provoque peut-être des frottements et donc plus de force pour faire glisser la tête humérale dans la cavité glénoïdale. Cette cale supérieure, positionnée de façon intra articulaire avec le mouvement d'abduction modifie ainsi la nature de l'articulation, ce qui reste beaucoup plus sensible aux changements qu'une atteinte à la géométrie extra articulaire, comme c'est le cas avec les cales latérales.

La cale S semble alors amoindrir voire neutraliser l'effet observé précédemment pour la cale#3 et ne s'avère ainsi pas efficace pour diminuer de la force d'abduction. Les variations de force inattendues sont peut-être dues à la forme de la cale S, pas assez progressive et continue, ainsi qu'au matériau utilisé. Cette cale limite cependant la migration supérieure du CTH original et donc de l'humérus entier lors de l'initiation du mouvement d'abduction. Ainsi, une tête humérale de forme anatomique mais positionnée plus haut par rapport à l'humérus permettrait de réduire la migration de celui-ci lors de l'initiation du mouvement, sans changer la nature de l'articulation.

Même si cela n'a pas d'influence vis-à-vis de la force demandée avec le vérin utilisé en expérimentation, développant une force constante, la réduction voire même la suppression de migration supérieure de l'humérus s'avèrerait intéressante chez les patients souffrant de RMCR. Le deltoïde des patients atteints de RMCR est raccourci lors de l'initiation du mouvement d'abduction, par le simple fait de la migration

supérieure de l'humérus venant s'articuler avec l'acromion. Comme le soulignent DeWilde et al.[26] (2002), un raccourcissement du deltoïde diminue sa force mais une pré tension de ce muscle permet d'augmenter sa force. Si l'humérus est déjà proche de l'acromion, voire même collé à cet os lorsque le bras est au repos, l'initiation du mouvement d'abduction pourrait se faire sans le délai et la perte de force du deltoïde occasionnés par la migration supérieure de l'humérus.

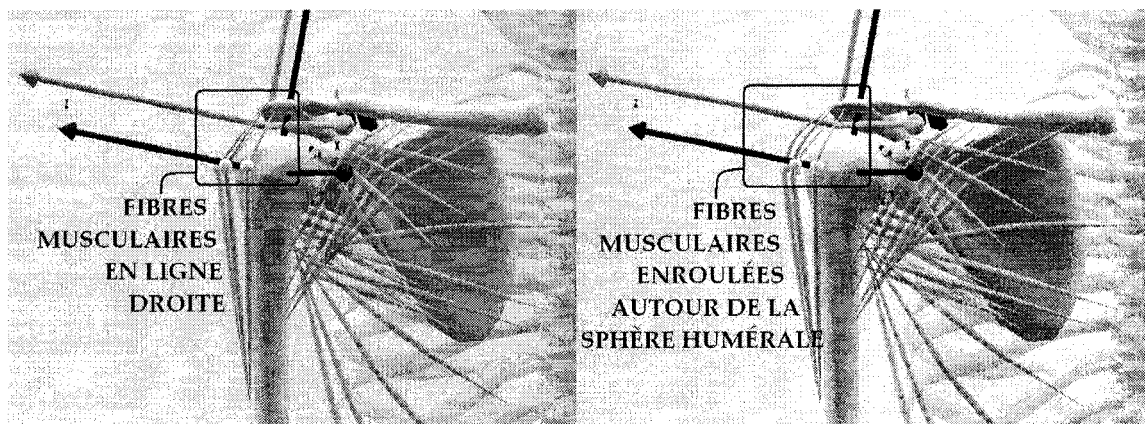
Un ajout latéral additionnel tel que décrit à la section précédente, en plus d'offrir un éloignement de la ligne d'action du deltoïde par rapport au centre de rotation de l'articulation glénohumérale, viendrait possiblement tendre ce muscle.

#### **5.4 Sensibilité du modèle informatique et réalité expérimentale**

Dans le modèle informatique développé avec le logiciel *Anybody*, les structures osseuses sont imitées par des formes géométriques simples pour s'approcher de l'anatomie réelle. Les os visibles sont seulement des représentations graphiques. La tête humérale est représentée par une sphère virtuelle autour de laquelle s'enroule le deltoïde. Le modèle informatique montre une sensibilité vis-à-vis du rayon de la tête humérale, ce qui se rapproche de la réalité : une grosse tête humérale éloigne le deltoïde du centre de rotation. Cela demande une force moindre pour la même abduction en raison de l'augmentation du bras de levier du deltoïde par rapport à une tête humérale plus petite.

Cependant, comme le montrent les résultats de sensibilité de la section 4.3.2, la force maximale ne change que pour un rayon de sphère humérale supérieur à 34 mm. Cette valeur se limite toutefois au modèle testé : selon la taille des os définis pour le squelette considéré dans *Anybody*, la variation sera analogue mais la «valeur seuil» différente. Pour un spécimen plus léger, le squelette sera moins imposant et la tête humérale moins grosse d'où une variation semblable mais visible à partir d'une valeur plus petite.

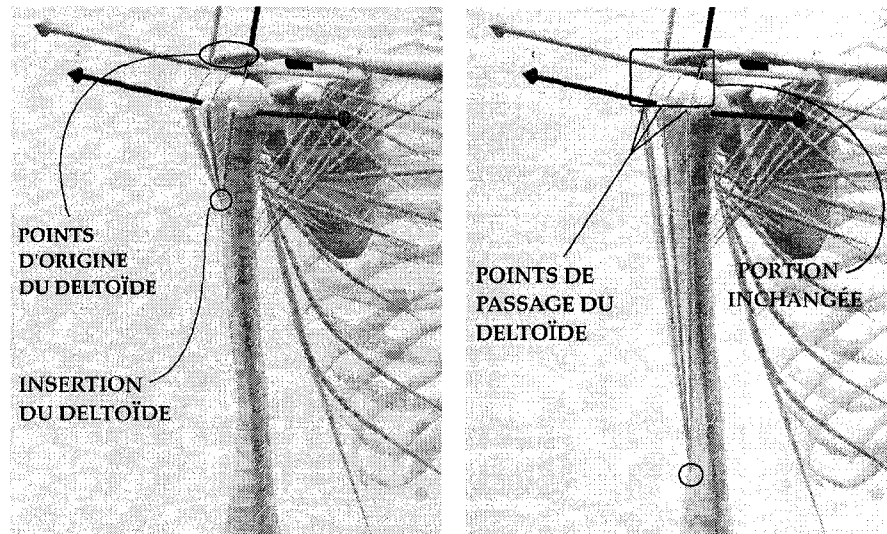
Pour le spécimen présenté, l'absence d'effet sur la force du deltoïde pour des rayons inférieurs à 34 mm est due à la position des points de passage du deltoïde. Ceux-ci sont limités à une position minimale vis-à-vis de l'humérus, définie à l'aide du fichier de mise à l'échelle, pour ne pas pénétrer cet os ou l'acromion lors de l'abduction. Les points sont éloignées de la petite sphère humérale et tiennent le deltoïde au-dessus et non en surface, d'où le chemin rectiligne des fibres musculaires reliant les points de passages à l'origine du deltoïde sur l'acromion (Figure 78-gauche). En revanche, avec un rayon plus grand les points de passage sont en surface de la sphère humérale et le deltoïde suit la forme de cette sphère en s'enroulant autour (Figure 78-droite), d'où la variation de force observée lorsque le rayon de la sphère est augmenté.



**Figure 78** *Modèle de l'épaule dont le muscle deltoïde s'enroule autour d'une sphère humérale virtuelle de rayon 25 mm (gauche) et 40 mm (droite); points blancs : points de passage du deltoïde*

La force du deltoïde n'est pas modifiée lorsque la position verticale de son insertion humérale varie. Les fibres du deltoïde restent rectilignes de l'insertion aux points de passage durant toute l'abduction. Par contre, le trajet des fibres autour de la tête humérale est modifié car les points de passage se rapprochent des points d'origine du muscle sur l'acromion durant l'abduction. Mais même si cette portion des fibres musculaires évolue au cours de l'abduction, les points de passage imposent la même forme au deltoïde autour de la tête humérale quelle que soit la position de son insertion

(Figure 79). Si le trajet des fibres n'est pas modifié autour de la tête humérale, la force ne l'est pas non plus. De surcroît, comme le type de muscle simple est utilisé pour ce modèle, la force n'est pas influencée par la longueur du muscle en question et reste donc la même, que l'insertion du deltoïde soit plus ou moins proche de la tête humérale.



**Figure 79** *Insertion humérale du deltoïde placée à 3 cm (à gauche) et 23 cm (à droite) en dessous du CTH; le passage des fibres musculaires de l'origine aux points de passage reste inchangé*

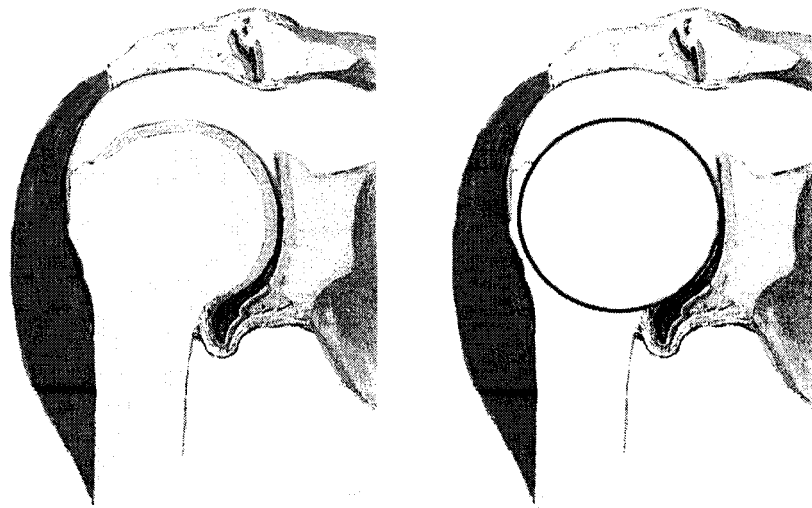
Enfin, dans le logiciel *Anybody* le centre de rotation de l'articulation glénohumérale est le centre de la tête humérale (CTH). Les essais concernant la variation des positions inférieure-supérieure et médio-latérale du CTH dans le modèle montrent qu'un centre de rotation médialisé et abaissé diminue la force d'abduction dans le deltoïde. Inversement, un centre de rotation latéralisé et élevé augmente cette force. Ces observations rejoignent les affirmations rapportées dans la littérature, mises en application avec la prothèse inversée selon ce qui a été évoqué à la section 1.1.5.



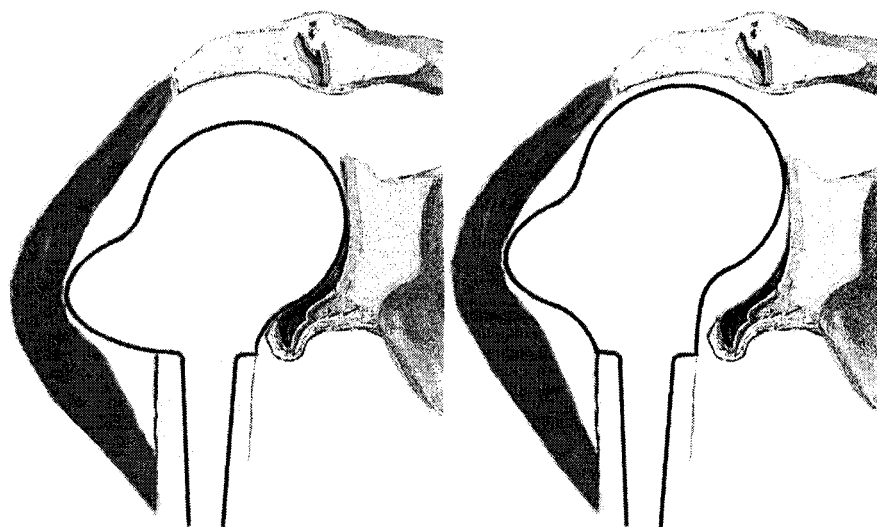
### 5.5 Proposition d'une forme prothétique

En résumé, la forme prothétique à composant huméral unique, destinée aux patients souffrant de RMCR posséderait les caractéristiques suivantes :

- la tête humérale, entrant en contact avec l'acromion et la glénoïde, serait de forme sphérique, conservant un rayon de courbure constant dans l'espace intra articulaire et donc une rotation fluide (Figure 80).
- un ajout latéral à la tête humérale, de forme semi elliptique, de 20 mm d'épaisseur maximale, pour augmenter le bras de levier du muscle deltoïde ; cet ajout géométrique serait positionné sous la grande tubérosité originale, soit environ 25 mm en dessous du centre de la tête humérale, de sorte à ne pas buter contre l'acromion lors d'une abduction glénohumérale à 90° (Figure 81 gauche).
- l'ensemble de la nouvelle tête humérale, ajout latéral compris, serait surélevé d'au moins 5 mm par rapport à la configuration anatomique pour réduire voire supprimer la migration supérieure de l'humérus lors de l'initiation du mouvement d'abduction ; la nouvelle tête prothétique se retrouverait ainsi très proche de l'acromion lorsque le bras est au repos (Figure 81 droite).

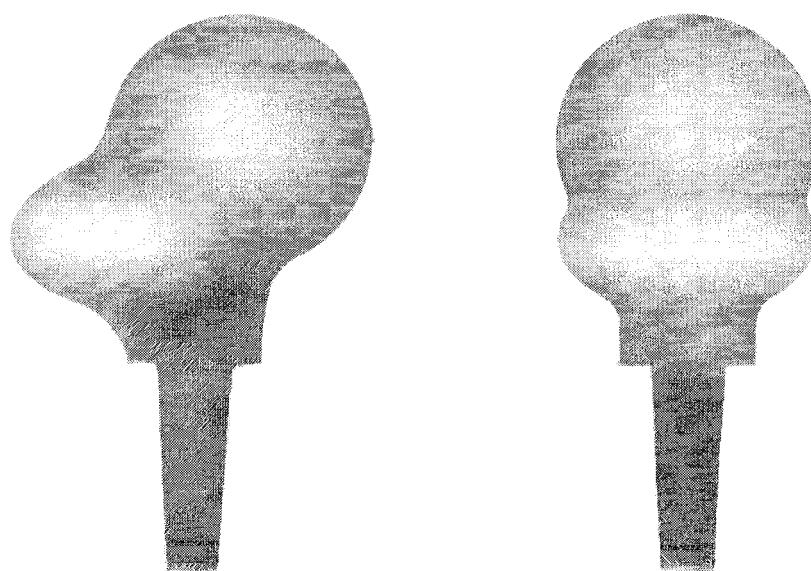


**Figure 80** Coupe de l'articulation glénohumérale droite avec RMCR, noter l'espace entre la tête humérale et l'acromion (image originale tirée de [www.herkules.oulu.fi](http://www.herkules.oulu.fi))



**Figure 81** *Schéma de la forme prothétique avec un ajout latéral initial (à gauche), surélevée pour s'approcher de l'acromion au repos (à droite)*

La prothèse finale répondant aux critères ci-dessus est alors représentée à la Figure 82.



**Figure 82** *Dessin de la forme prothétique proposée pour une épaule droite, en vues frontale (à gauche) et latérale (à droite)*

## 5.6 Limites de l'étude

La présente étude possède ses propres faiblesses et pourrait, sans contrainte de temps ni de moyens financiers, être sans cesse améliorée.

### 5.6.1 Aspect expérimental

Tout d'abord, au niveau expérimental, l'absence de statistiques est due à la quantité restreinte de six spécimens cadavériques utilisés pour les expérimentations de ce projet. Le rythme scapulo-huméral n'est pas pris en compte pour les mouvements d'abduction imposés aux spécimens : seul un mouvement de l'humérus vis-à-vis de la scapula est étudié dans le plan de la scapula. Ce mouvement diffère de la réalité car la mobilité d'un bras s'effectue dans les trois dimensions, avec une rotation de la scapula par rapport au thorax. Toutefois, le rôle fondamental du deltoïde dans l'abduction du bras a été mis en évidence, avec les limites associées au caractère *in vitro*. Le remplacement du muscle par une sangle simplifie son chemin de passage et le vérin tirant sur la sangle se raccourcit linéairement avec une force constante, simplifiant aussi la relation force-longueur propre aux muscles. Pour cette raison, l'effet de la migration supérieure de l'humérus sur la force du deltoïde n'est pas observable.

L'absence de simulation d'autres muscles que le deltoïde, en particulier ceux de la coiffe des rotateurs, représente certainement la plus grande limite de ce projet. Avec une telle simulation, le rôle du deltoïde pourrait être étudié plus précisément selon la condition de l'épaule, soit intacte ou avec une rupture partielle ou massive de la coiffe des rotateurs.

Aussi, l'effet des cales se montre variable selon les spécimens, de poids et de grandeurs différents. Même si les valeurs de force sont normalisées par rapport au poids des bras, les cales utilisées restent identiques. Cela prend plus d'importance avec la cale supérieure, intra articulaire, dont le placement est incertain et dont l'effet dépend de la

géométrie osseuse des spécimens. Il n'y a ainsi pas de personnalisation des cales alors que différentes tailles sont disponibles lors de la pose d'une prothèse.

Les caractéristiques géométriques osseuses propres à chaque spécimen n'ont pas été étudiées dans le présent projet. Cependant, il peut y avoir une relation entre la géométrie glénohumérale, une rupture de coiffe des rotateurs (CR) et la force développée dans le deltoïde durant l'abduction. Au cours de sa pratique, le docteur Patrice Tétrault a remarqué que quelques rares patients, malgré une rupture de coiffe, pouvaient effectuer une abduction satisfaisante. Dans un article récent, Tétrault et al.[98] (2004) avaient aussi démontré une relation entre l'orientation de la glénoïde et la prédisposition à développer une rupture de CR. De leur côté, Gielo-Perczak et al.[45] (2006) ont mis en évidence la relation entre la force d'abduction du bras et la forme de la glénoïde selon sept paramètres géométriques. Nous pouvons ainsi penser que la force d'abduction du deltoïde simulé expérimentalement pourrait être liée aux géométries osseuses des spécimens cadavériques utilisés.

### **5.6.2 Aspect informatique**

Le logiciel *Anybody* ne possède qu'une articulation glénohumérale de type "sphère-dans-une-sphère". Celui-ci impose la simplification de la géométrie de la tête humérale par une sphère s'articulant parfaitement autour de son centre. Le glissement d'un os par rapport à un autre n'est pas possible car il n'existe pas de relation de contact entre les surfaces osseuses. Cette constatation est liée à l'impossibilité de personnaliser ces surfaces. En effet, les dimensions des os peuvent être modifiées et il est possible de déplacer les points anatomiques des os du modèle, qui restent construits à partir de formes géométriques simples.

La simulation des muscles de la coiffe des rotateurs (CR) rendus passifs donne des valeurs de force dans le deltoïde identiques à celles obtenues sans muscles de la CR. Le

manque de sensibilité du modèle à ce niveau ne permet pas de comparer les conditions expérimentales intacte et avec rupture massive de la coiffe des rotateurs. Cette remarque rejoint le besoin de simulation active des muscles de la CR en expérimentations. Ainsi, le parallèle entre expérimentations et modélisation serait facilité par la possibilité d'activer des muscles de la CR dans le modèle informatique.

## CONCLUSION

La réalisation de ce projet a permis de confirmer l'hypothèse qu'un ajout latéral à la tête humérale pouvait faciliter l'élévation du bras en présence de rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR). Avec une telle modification géométrique, les résultats obtenus avec les expérimentations *in vitro* montrèrent une réduction de la force nécessaire au deltoïde lors de l'abduction du bras dans le plan de la scapula. Les résultats issus de la modélisation informatique confirmèrent cette observation, avec cependant une diminution de la force du deltoïde moindre mais survenant plus tôt dans le mouvement d'abduction. Les expérimentations montrèrent également que la cinématique tridimensionnelle du centre de la tête humérale avec une RMCR n'était pas affectée par un ajout latéral à la tête humérale mais qu'une modification supérieure de celle-ci réduisait la migration supérieure de l'humérus sans toutefois diminuer la force du deltoïde simulé durant l'abduction. Le modèle informatique de l'épaule reste à améliorer au niveau de la nature de l'articulation glénohumérale et de la possibilité d'importation de surfaces osseuses. Enfin, à partir de l'analyse de la littérature et des résultats de cette étude, une forme prothétique non anatomique fut proposée pour faciliter la mobilité des patients atteints de RMCR.

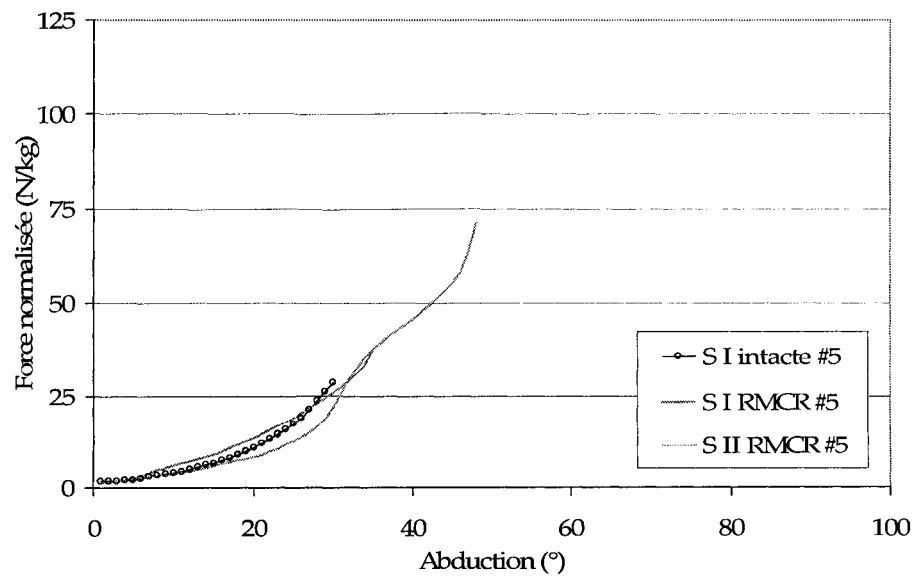
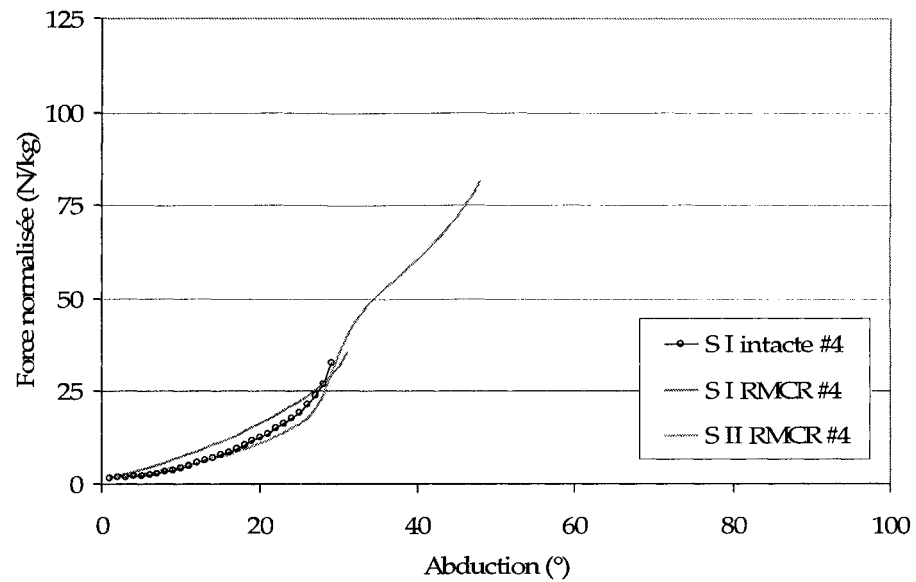
Ce travail a permis de développer un nouveau modèle informatique de l'épaule, simulant une RMCR, ce qui était jusqu'alors inexistant dans la littérature. De plus, l'utilisation d'un montage expérimental *in vitro* explorant la cinématique tridimensionnelle de l'épaule a participé à la meilleure connaissance de l'articulation glénohumérale. Un perfectionnement du modèle informatique pour le valider et ainsi pouvoir le calquer sur les acquisitions expérimentales offrirait un énorme support dans la conception de prothèses d'épaule.

## RECOMMANDATIONS

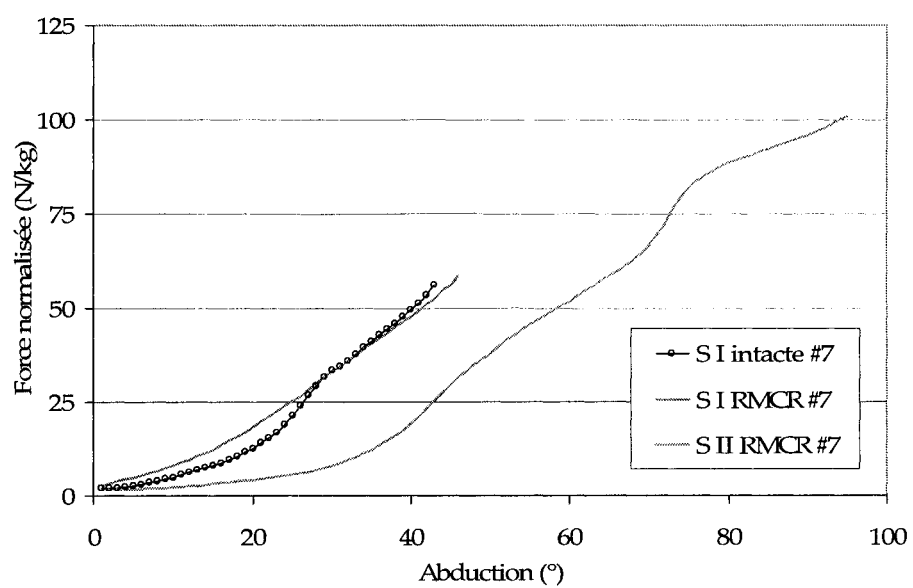
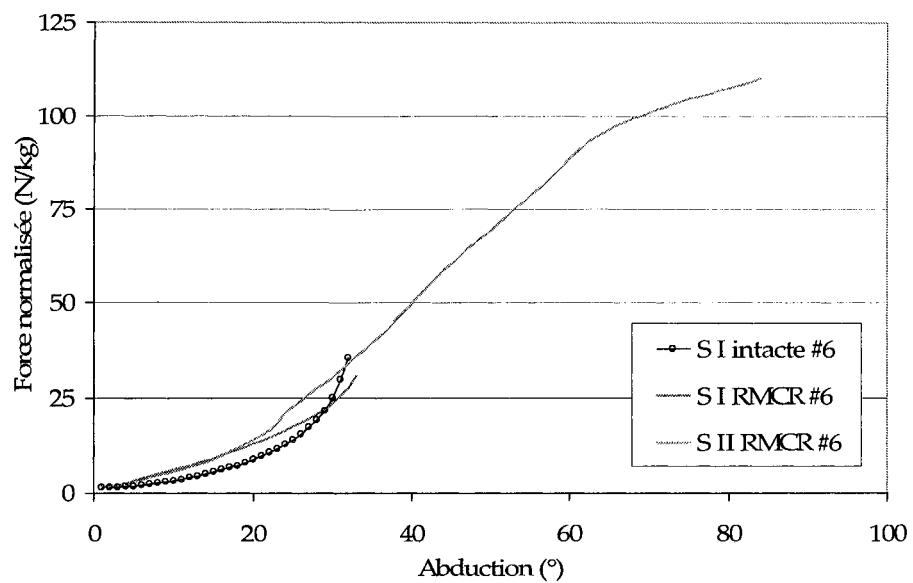
1. Pour mieux différencier une épaule intacte et avec rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR), la simulation de muscles de la coiffe actifs devrait être mise en place dans les expérimentations. Dans le modèle informatique, une coiffe active permettrait de discerner la condition intacte ou avec RMCR de l'épaule, ce qui n'est pas le cas quand la coiffe est passive. Il en résulterait une meilleure comparaison des résultats expérimentaux et informatiques.
2. Dans le but de quantifier non seulement les modifications de la force mais aussi celles concernant le bras de levier du muscle deltoïde, il serait intéressant de mesurer le déplacement de la sangle simulant le deltoïde au cours de l'abduction du bras. Le raccourcissement expérimental du deltoïde simulé pourrait ainsi être comparé aux valeurs données par le logiciel.
3. Pour permettre de calquer avec certitude les cinématiques expérimentales et la modélisation informatique, la personnalisation des os dans le logiciel *Anybody* est obligatoire. Pour cela, une première étape consisterait à faire correspondre les points anatomiques remarquables sur les os des spécimens cadavériques reconstruits et ceux du modèle informatique.
4. De sorte à comprendre pourquoi la force d'abduction peut être différente entre les spécimens, outre l'effet de leur poids, il faudrait étudier la forme des os et leurs spécificités telles que l'inclinaison et la surface de la glénoïde, la sphéricité et la taille de la tête humérale ou encore la forme de l'acromion.

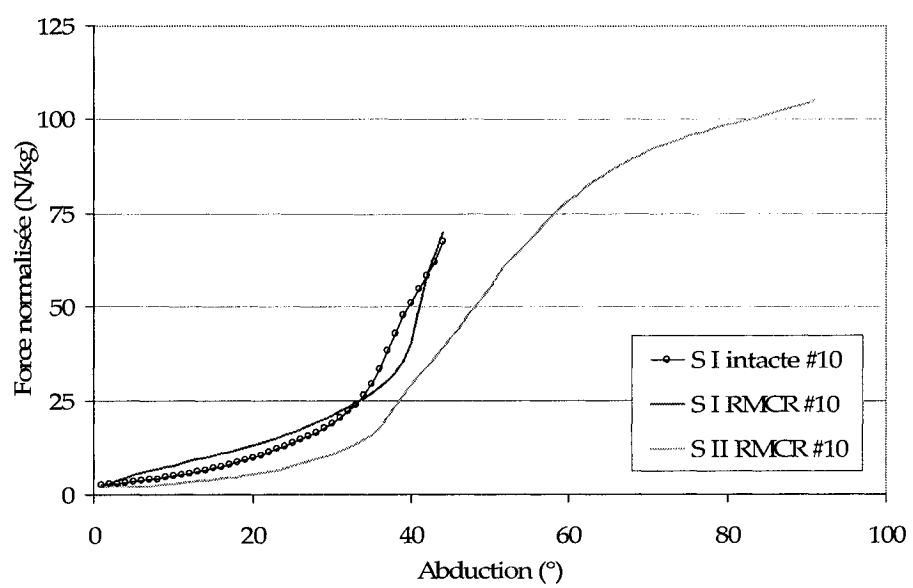
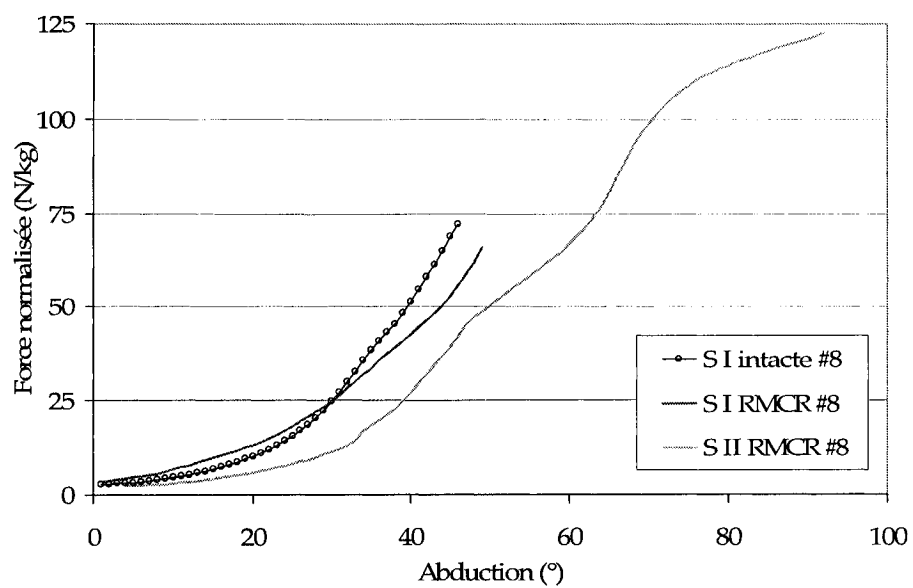
## ANNEXE I

### COURBES DE FORCE NORMALISÉE EN FONCTION DE L'ABDUCTION, MESURÉE LORS DES EXPÉRIMENTATIONS *IN VITRO* POUR LES SIX SPÉCIMENS INTACTS (SÉRIE I) ET AVEC RMCR (SÉRIES I ET II)



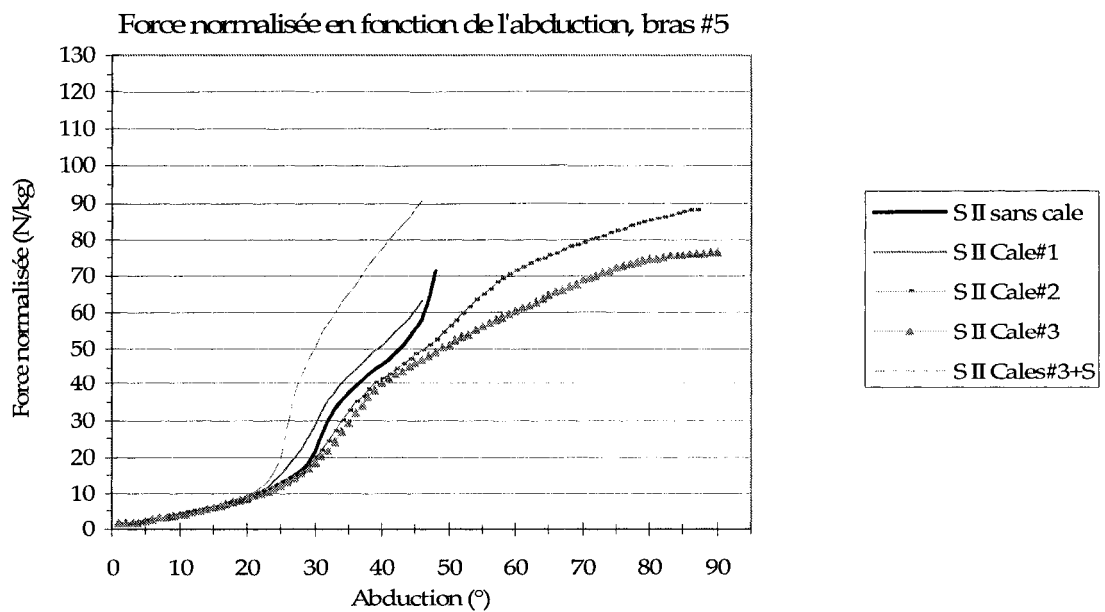
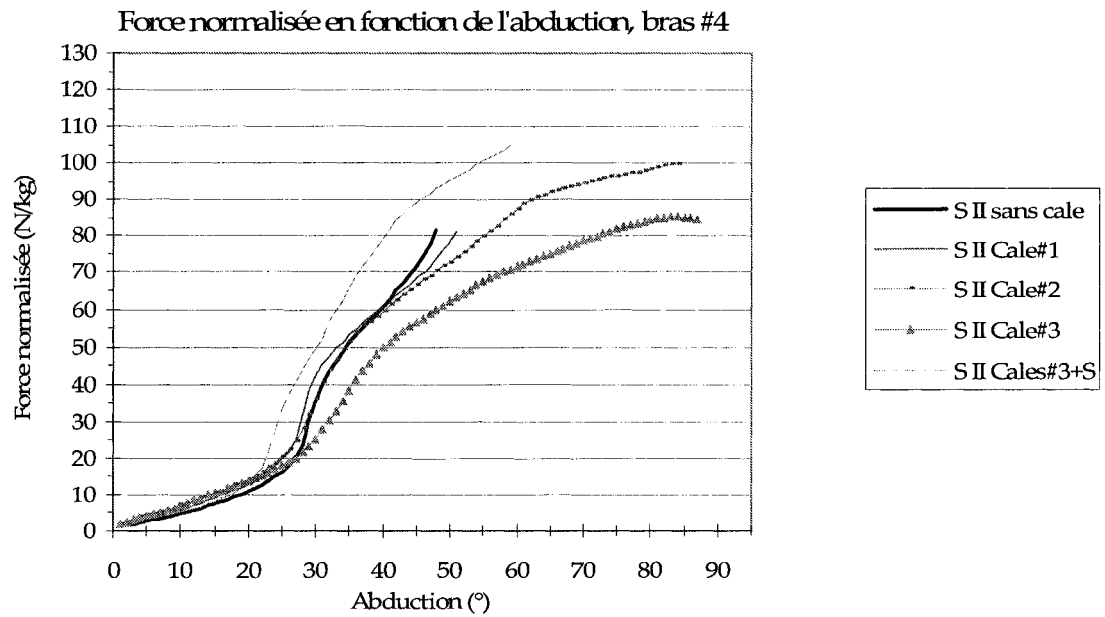


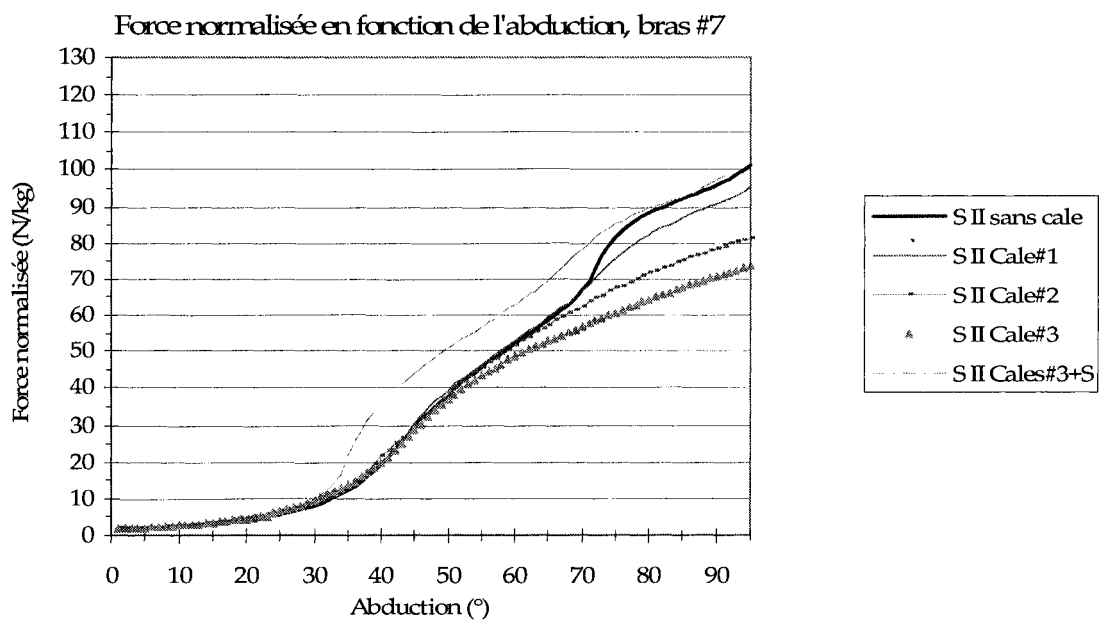
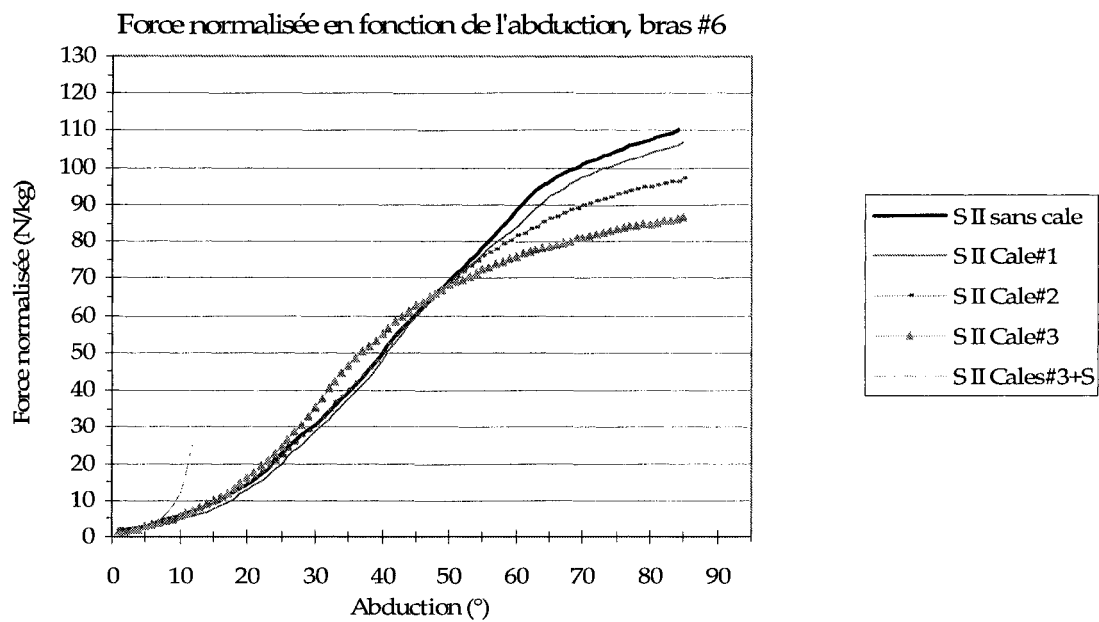


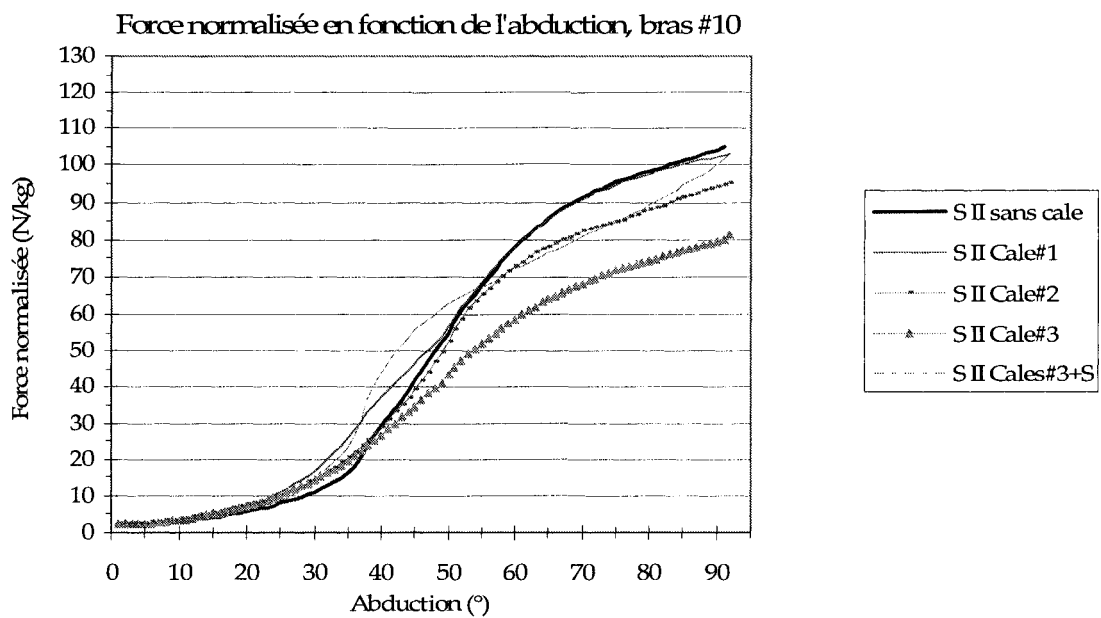
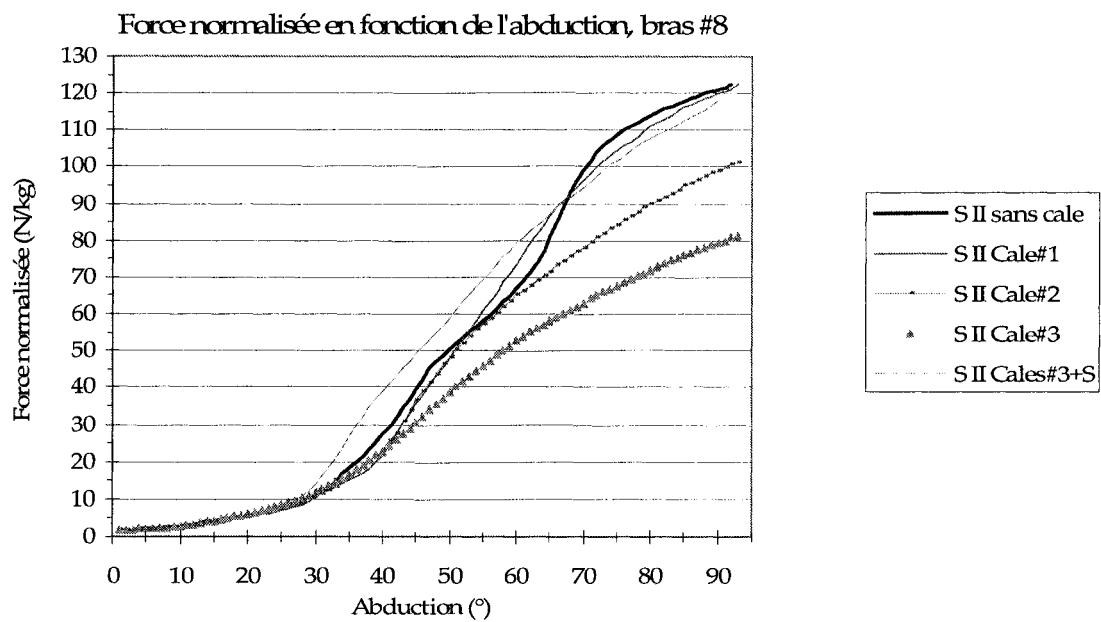


## ANNEXE II

### COURBES DE FORCE NORMALISÉE EN FONCTION DE L'ABDUCTION, MESURÉE LORS DES EXPÉRIMENTATIONS *IN VITRO* POUR LES SIX SPÉCIMENS AVEC RMCR, SANS PUIS AVEC LES CALES (SÉRIE II)

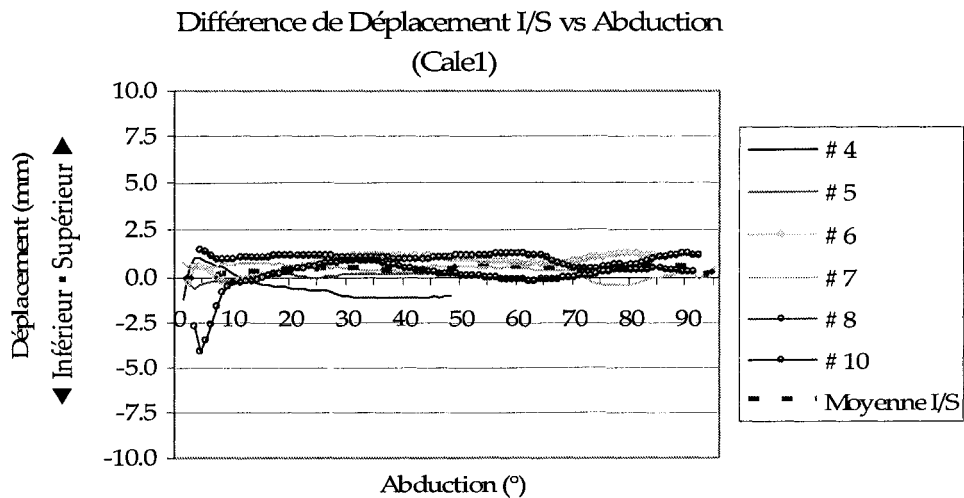
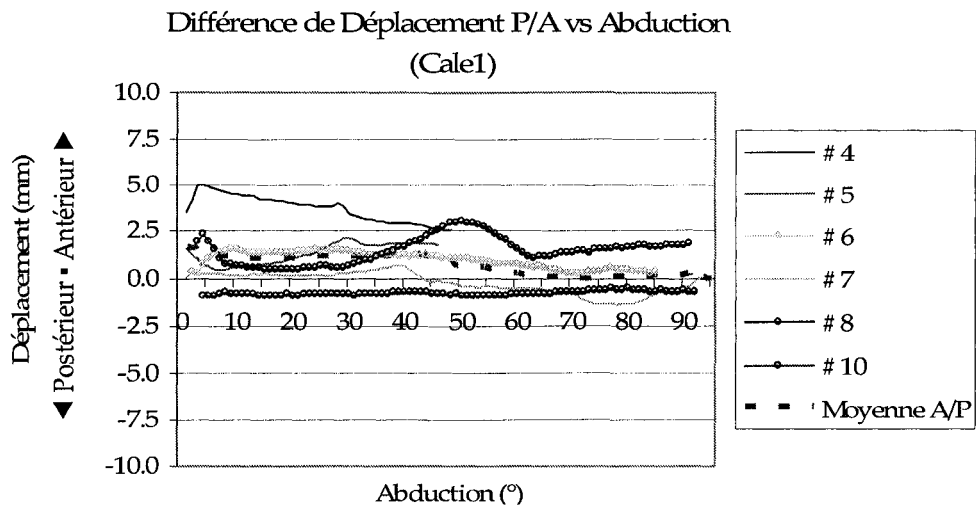




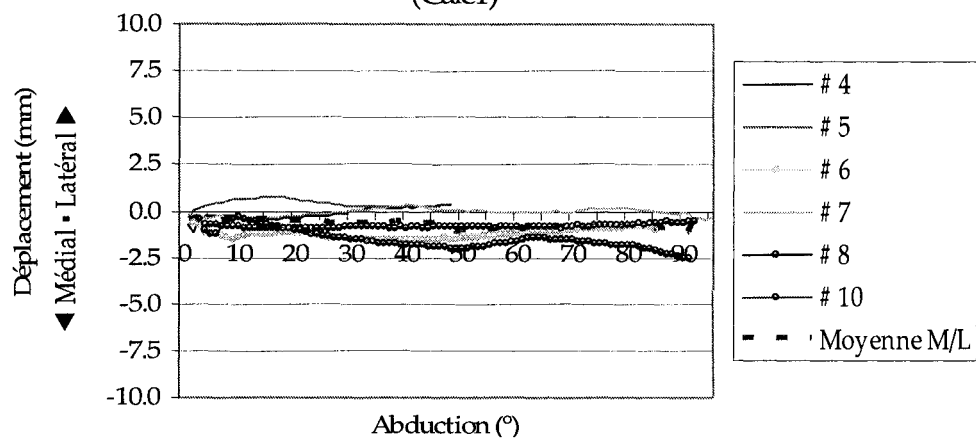


### ANNEXE III

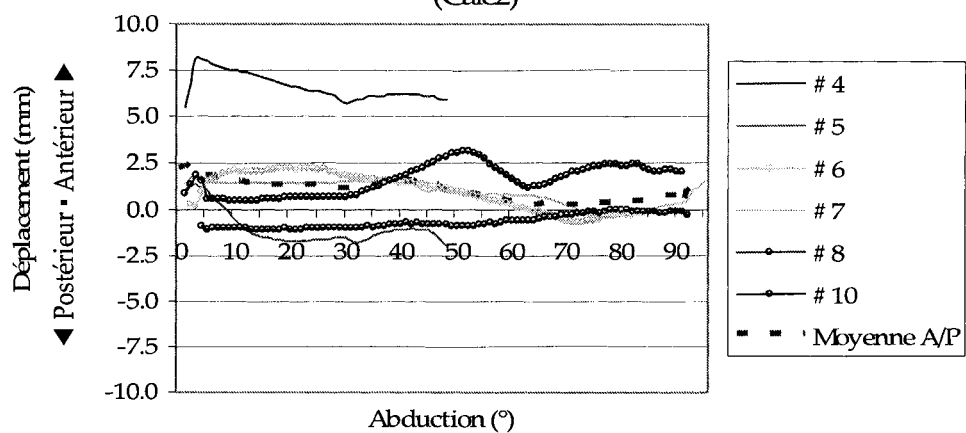
#### DIFFÉRENCE DE DÉPLACEMENT DU CENTRE DE LA TÊTE HUMÉRALE EN FONCTION DE L'ABDUCTION, MESURÉE POUR LES SIX SPÉCIMENS LORS DES EXPÉRIMENTATIONS *IN VITRO* DE LA SÉRIE II



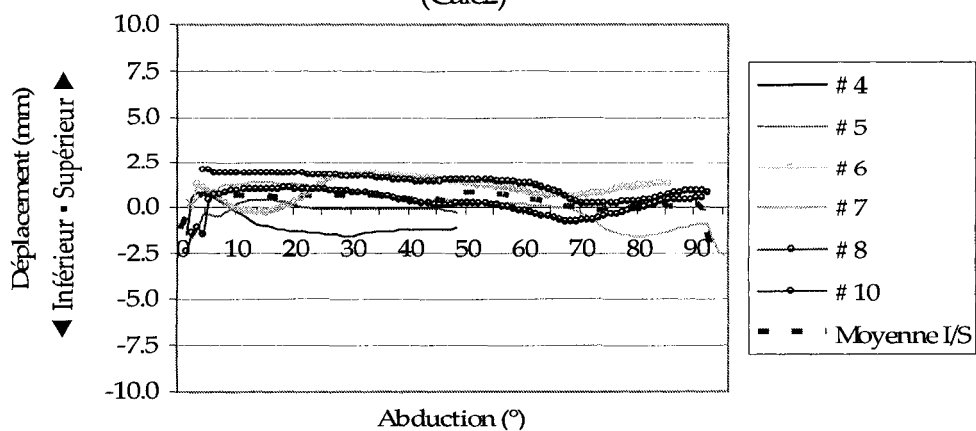
Différence de Déplacement M/L vs Abduction  
(Cale1)



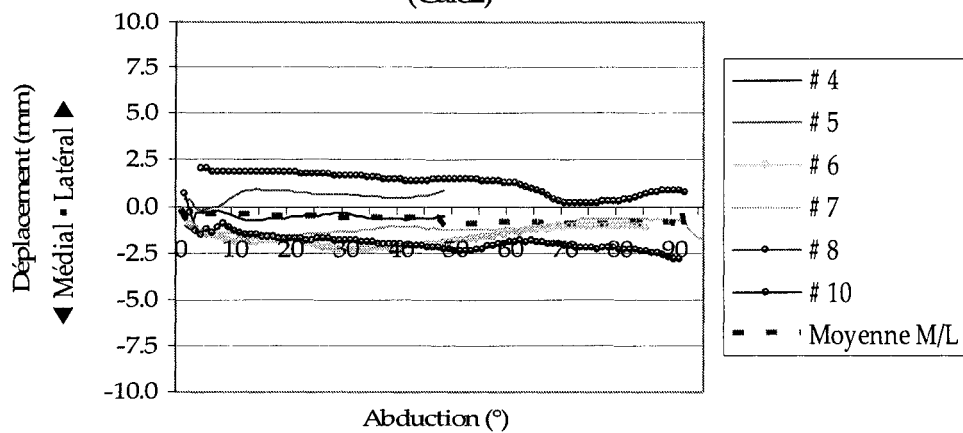
Différence de Déplacement P/A vs abduction  
(Cale2)



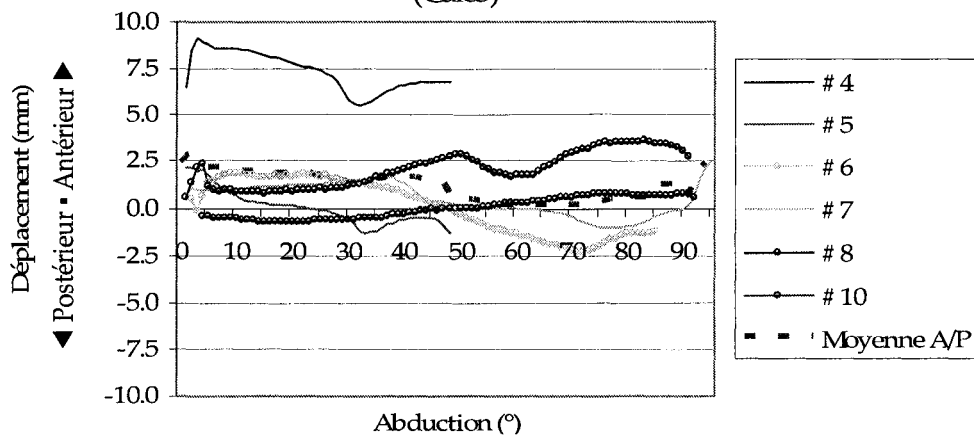
Différence de Déplacement I/S vs Abduction  
(Cale2)



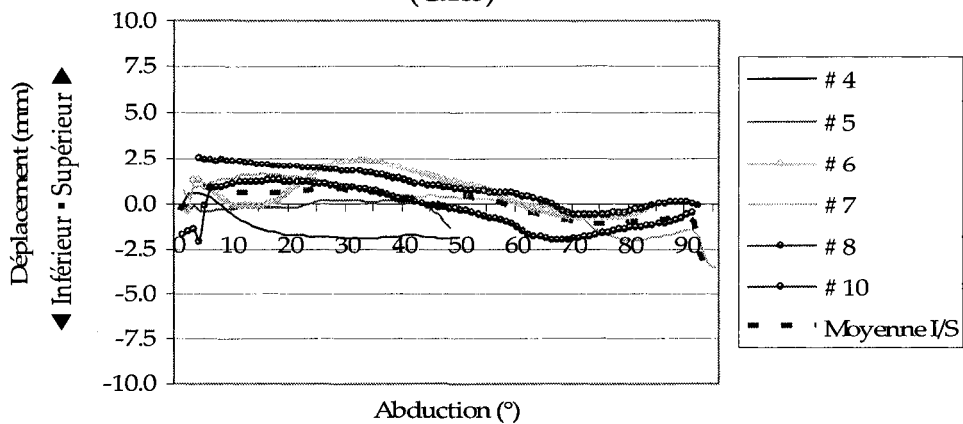
Différence de Déplacement M/L vs Abduction  
(Cale2)



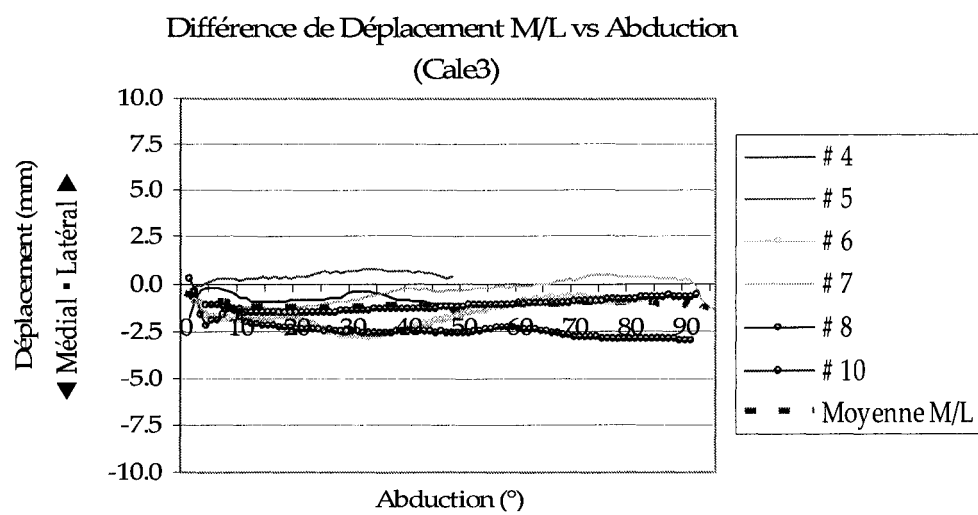
Différence de Déplacement P/A vs Abduction  
(Cale3)



Différence de Déplacement I/S vs Abduction  
(Cale3)







## ANNEXE IV

### SCRIPTS DES FICHIERS DE PROGRAMMATION UTILISÉS POUR LE MODÈLE DE L'ÉPAULE DÉVELOPPÉ AVEC LE LOGICIEL *ANYBODY*

#### 1) *ARep/LIO/AnyAbduction/AbductionLio.Main.Any* :

```
Main = {

#include "DrawSettings.any"

AnyFolder PostureSettings={
  AnyVar RightHeelHeight =0.1;
  AnyVar LeftHeelHeight =0.1;
};
AnyFolder Model={
  AnyFolder HumanModel={
    // This model uses the simple constant force muscles
    #include "..\..\BRep\LIO\BodyModels\SpineNoMusclesRightArm\BodyModel.any"

    AnyFolder StrengthParameters={
      AnyVar SpecificMuscleTensionSpine= 90; //N/cm^2
      AnyVar StrengthIndexLeg= 1;
      AnyVar SpecificMuscleTensionShoulderArm= 90; //N/cm^2
    };

    //Pick one of the scaling laws
    //Do not scale
    // #include "..\..\BRep\LIO\Scaling\ScalingStandard.any"
    //Scaling uniformly in all directions to match segments lengths
    // #include "..\..\BRep\LIO\Scaling\ScalingUniform.any"
    //Scaling taking length and mass of the segments into account
    // #include "..\..\BRep\LIO\Scaling\ScalingLengthMass.any"
    //Scaling taking length, mass and fat of the segments into account
    #include "..\..\BRep\LIO\Scaling\ScalingLengthMassFat.any"
    Scaling={ #include "..\..\BRep\LIO\Scaling\AnyFamily\AnyLIO#8.any" };
    // Scaling={ #include "..\..\BRep\LIO\Scaling\AnyFamily\AnyLIO#10.any" };
    // Standard mass of the arm: #include "..\..\BRep\LIO\Arm3D\StandardParameters.any"
  };

  #include "Environment.any"
  // #include "Mannequin.any"
  #include "Mannequin8.any"
  // #include "Mannequin10.any"
  #include "MannequinValuesFromModel.any"

  AnyFolder ModelEnvironmentConnection = {
    // #include "JointsAndDrivers.any" // Model driven by the Mannequin file
```

```

// #include "JointsAndDriversExp.any" // Model driven by Experimental Measures of GH, EL
& EM
    #include "JointsAndDriversExpSPECIMEN8.any" // Model driven by Experimental Measures
of GH, EL & EM
// #include "JointsAndDriversExpSPECIMEN10.any" // Model driven by Experimental
Measures of GH, EL & EM
    //This file will read values in the "Mannequin.any" file and calculate the Axes matrices for the
segments in the model
    #include "InitialPositions.any"
};
};

// Coordinates files for GH, EL, & EM (in m !)
AnyString GHCoord = "..\..\InVitroPositions\An8i_c2_f-ech_GH.txt";
AnyString ELCoord = "..\..\InVitroPositions\An8i_c2_f-ech_EL.txt";
AnyString EMCoord = "..\..\InVitroPositions\An8i_c2_f-ech_EM.txt";

AnyVar tEndEXP = 3.0 ; // Time value of the last position

// To play around on deltoid via points position in mm (normal:0)
AnyVar Delt_ML = 0 ; // Positive for lateral displacement of deltoid rake
AnyVar Delt_IS = -0 ; // Negative for inferior displacement of deltoid rake
AnyVar Deltoffset = 0 ;
// Multiplying factor for radius of Deltoid Rake
AnyVar MulRakeR = 1; // (normal:1)
// mm to add to radius of deltoid rake
AnyVar add2Rake = 0 ; // (normal:0)

// Multiplying factor for the 3 radius of virtual humeral head ellipsoid for deltoid wrapping
AnyVar MulHeadRW = 1; // (normal:1)
// mm to add to virtual humeral head ellipsoid for deltoid wrapping (normal:0 : sphere)
AnyVar add2ElliH = 0 ; // (normal:0)
AnyVar add2ElliP = 0 ; // (normal:0)
AnyVar add2ElliL = 0 ; // (normal:0)

// Second virtual ellipsoid added on humeral head for deltoid muscle wrapping
// Ellipsoid visibility (0=transparent,1=max) & color (RGB)
AnyVar Elli2Visible = .1; AnyVector Elli2color = {0,.5,.5};
// Center offset (in mm) of this humeral head ellipsoid (normal:0: humeral head center)
AnyVar Elli2OffsetXhum = 0 ;
AnyVar Elli2OffsetYhum = -25 ;
AnyVar Elli2OffsetZhum = 0 ;

// Multiplying factor for the 3 radius of 2nd ellipsoid for deltoid wrapping
AnyVar MulElli2RW = 1 ; // (normal:1)

// Dimensions in mm of the 2nd ellipsoid for deltoid wrapping
AnyVar Elli2RadXhum = 25 ;
AnyVar Elli2RadYhum = 20 ;
AnyVar Elli2RadZhum = 25 ;

AnyBodyStudy Study = {

```

```

AnyFolder &Model = .Model;

RecruitmentSolver = MinMaxNRSimplex;
// tStart = 0; //tEndEXP ;
tEnd = .tEndEXP ;
Gravity = {0.0, -9.81, 0.0};
nStep = 15;
MuscleEliminationTol = 1e-7;
RecruitmentLpPenalty = 1.0; // Favorise l'action des fibres les plus efficaces pour ce
mouvement
#include "OutputFile.any"
}; // End of study
}; //Main

```

## 2) ARep/LIO/AnyAbduction/JointsAndDriversExpSPECIMEN8.any :

```

// Specimen #8

// Additional constraint on hand movement
AnyReacForce HandForBack = {
  AnyKinMeasureOrg Org = {
    AnyKinLinear lin = {
      AnyRefFrame &Scap =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes;
      AnyRefFrame &Hand = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Hand;
      Ref=0;
    };
    AnyKinRotational rot = {
      AnyRefFrame &Scap =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes;
      AnyRefFrame &Humerus = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus;
      Type = RotAxesAngles;
      Ref = 0;
    };
    MeasureOrganizer = {0}; // x direction
  };
};

// Scapula fixed
AnyReacForce FixScapula = {
  AnyKinMeasureOrg Org = {
    AnyKinLinear lin = {
      AnyRefFrame &Ground = Main.Model.EnvironmentModel.GlobalRef;
      AnyRefFrame &Scapula = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula;
    };
    AnyKinRotational rot = {
      AnyRefFrame &Ground = Main.Model.EnvironmentModel.GlobalRef;
      AnyRefFrame &Scapula = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula;
      Type = RotAxesAngles;
    };
  };
};

```

```

AnyFolder Drivers = {
  AnyStdJoint GroundPelvis = {
    AnyRefFrame &ref1 = Main.Model.EnvironmentModel.GlobalRef;
    AnyRefFrame &ref2 = Main.Model.HumanModel.Trunk.SegmentsLumbar.PelvisSeg;
  };

  // Changes to work in the real ISB System
  Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa = {
    AnyRefNode ISBAxes = {
      sRel = {0,0,0};
      ARel = RotMat(pi/2,y); //RotMat(-6.49*pi/180,z);
      AnyDrawRefFrame drw = {
        RGB={.5,1,.5};
        ScaleXYZ = {1,1,1}/7;
      };
    };
  };

  // GH point driven as it has been recorded in experiments
  AnyKinEqInterPolDriver GHLinCon = {
    AnyKinLinear AAdistance = {
      AnyRefFrame &aa =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes;
      AnyRefFrame &ghcenter = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.gh;
      Ref = 0;
    };
    FileName = Main.GHCoord ;
    Type = Bspline;
    BsplineOrder = 6;
    Reaction.Type={On,On,On};
  };

  // Mesure du mouvement de l'humerus par rapport a la scapula
  // (systemes d'axes paralleles)
  // SPECIMEN #8

  Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.gh = {
    // Those 2 matrices represents the Axis mat.(= rotational mat.)
    // of original humerus coord.syst. and modified scapula coord.syst.
    //(ISB) when Initial Conditions are set -> t=0

    AnyMat33 Hum_gh_Axes_IC8i = {{0.7018609, -0.114734, -0.7030131}, {0.1025066,
0.9929385, -0.05971217}, {0.7048998, -0.03015384, 0.7086656}};
    AnyMat33 Scap_aa_ISBAxes_Axes_IC8i = {{0.9542515, -0.06237967, 0.2924259}, {-
0.01049367, 0.9704067, 0.2412483}, {-0.298821, -0.2332802, 0.9253574}};

    AnyRefNode ISBLIOAxes = {
      sRel = {0,0,0};
      ARel = .Hum_gh_Axes_IC8i*.Scap_aa_ISBAxes_Axes_IC8i;
      AnyDrawRefFrame drw = {

```

```

        RGB={.7,.2,0};
        ScaleXYZ = {1,1,1}/8;
    };
};
};

// ***** Calcul des angles selon la sequence de rotation LIO *****

AnyMatrix RScapula =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes.Axes ;

AnyMatrix TScap = { Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes.r };

AnyMatrix RHumerus =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.gh.ISBLIOAxes.Axes;

AnyMatrix RHumerust = RHumerus' ;
AnyMatrix Humetempo= {
    RHumerust[0],
    RHumerust[1],
    RHumerust[2],
    Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.gh.ISBLIOAxes.r
};

AnyMatrix Humerus = { Humetempo[0], Humetempo[1], Humetempo[2], {0,0,0,1}
};

AnyMatrix invScap = { RScapula[0], RScapula[1], RScapula[2], (-RScapula*TScap)' };
AnyMatrix invScapula = { invScap[0],invScap[1],invScap[2],{0,0,0,1} };

AnyMatrix TransfoPassage = invScapula * Humerus ;

AnyMatrix RTransfoPassage = RScapula' * RHumerus ;

AnyVar GHx_rad = (atan(TransfoPassage[2][1]/TransfoPassage[1][1]));
AnyVar GHy_rad = (atan(TransfoPassage[0][2]/TransfoPassage[0][0]));
AnyVar GHz_rad = (atan(-cos(GHx_rad)*TransfoPassage[0][1]/TransfoPassage[1][1]));

AnyVar GHxb_rad = (atan(RTransfoPassage[2][1]/RTransfoPassage[1][1]));
AnyVar GHyb_rad = (atan(RTransfoPassage[0][2]/RTransfoPassage[0][0]));
AnyVar GHzb_rad = (atan(-cos(GHxb_rad)*RTransfoPassage[0][1]/RTransfoPassage[1][1]));

AnyVar GHx = GHx_rad*180/pi;
AnyVar GHy = GHy_rad*180/pi;
AnyVar GHz = GHz_rad*180/pi;

// ***** *****

// EL point driven as it has been recorded in experiments
AnySeg ELMarker = {
    Mass = 0;
    Jii = {0,0,0};

```

```

r0 = {0.07, 0.2, 0.25}; // Might work for all...
//r0 = {0.07695787, 0.1836091, 0.2254841}; // Specimen#6
//r0 = {0.07695787, 0.1836091, 0.2254841}; // Specimen#8
AnyDrawRefFrame drw = {
  RGB={1,1,0};
  ScaleXYZ = {1,1,1}/15;
};
};
AnyKinEqSimpleDriver ELRotDriver = {
  AnyKinRotational ELrot = {
    AnyRefFrame &ref1 = Main.Model.EnvironmentModel.GlobalRef;
    AnyRefFrame &marker = ..ELMarker;
    Type = RotAxesAngles;
  };
  DriverVel = {0,0,0};
};
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.el = {
  AnyDrawRefFrame drw = {
    RGB={.5,.3,0};
    ScaleXYZ = {1,1,1}/20;
  };
};
AnyKinEqInterPolDriver ELMarkerDriver = {
  AnyKinLinear lin = {
    AnyRefFrame &ref1 =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes;
    AnyRefFrame &marker = ..ELMarker;
    Ref = 0;
  };
  FileName = Main.ELCoord ;
  Type = Bspline;
  BsplineOrder = 6;
  Reaction.Type={On,On,Off};
};
AnyKinEqSimpleDriver ELDriver = {
  AnyKinLinear dist = {
    AnyRefFrame &marker = ..ELMarker;
    AnyRefFrame &bone = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.el;
    Ref = 1;
  };
  MeasureOrganizer = {0,2};
  DriverVel = {0,0};
};

// EM point driven as it has been recorded in experiments
AnySeg EMMarker = {
  Mass = 0;
  Jii = {0,0,0};
  //r0 = {0.03273382, 0.1671054, 0.1806155}; // Specimen#6
  //r0 = {0.03273382, 0.1671054, 0.1806155}; // Specimen#8
  AnyDrawRefFrame drw = {
    RGB={.2,1,0};

```

```

    ScaleXYZ = {1,1,1}/15;
};
};
AnyKinEqSimpleDriver EMRotDriver = {
    AnyKinRotational EMrot = {
        AnyRefFrame &ref1 = Main.Model.EnvironmentModel.GlobalRef;
        AnyRefFrame &marker = ..EMMarker;
        Type = RotAxesAngles;
    };
    DriverVel = {0,0,0};
};
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.em = {
    AnyDrawRefFrame drw = {
        RGB={.3,.5,0};
        ScaleXYZ = {1,1,1}/20;
    };
};
AnyKinEqInterPolDriver EMMarkerDriver = {
    AnyKinLinear lin = {
        AnyRefFrame &ref1 =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Scapula.aa.ISBAxes;
        AnyRefFrame &marker = ..EMMarker;
        Ref = 0;
    };
    FileName = Main.EMCoord ;
    Type = Bspline;
    BsplineOrder = 6;
    Reaction.Type={On,On,Off};
};

AnyKinEqSimpleDriver EMDriver = {
    AnyKinLinear dist = {
        AnyRefFrame &marker = ..EMMarker;
        AnyRefFrame &bone = Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.em;
        Ref = 1;
    };
    MeasureOrganizer = {2};
    DriverVel = {0};
};

// Aliases for convenient referencing
AnyFolder &JntPos=..Mannequin.Posture;
AnyFolder &JntVel=..Mannequin.PostureVel;
AnyFolder &Thorax = ..HumanModel.Trunk.SegmentsThorax.ThoraxSeg;

AnyFolder &RefHM = Main.Model.HumanModel;

AnyFolder &ref=Main.Model.HumanModel.Trunk;

//Neck driver
AnyKinEqSimpleDriver NeckJntDriver = {
    AnyRevoluteJoint &T12L1Joint = ...HumanModel.Interface.Trunk.NeckJoint;

```



```

DriverPos = pi/180*{.JntPos.NeckExtension};
DriverVel = pi/180*{.JntVel.NeckExtension};
Reaction.Type = {Off};
};

//Thorax pelvis rotation driver
AnyKinEqSimpleDriver PostureDriver ={
  AnyKinMeasureOrg &Ref2 = ...HumanModel.Interface.Trunk.PelvisThoraxLateralBending;
  AnyKinMeasureOrg &Ref3 = ...HumanModel.Interface.Trunk.PelvisThoraxRotation;
  AnyKinMeasureOrg &Ref1 = ...HumanModel.Interface.Trunk.PelvisThoraxExtension;

  DriverPos = pi/180*{
    .JntPos.PelvisThoraxLateralBending,
    .JntPos.PelvisThoraxRotation,
    .JntPos.PelvisThoraxFlexion
  };
  DriverVel = pi/180*{
    .JntVel.PelvisThoraxLateralBending,
    .JntVel.PelvisThoraxRotation,
    .JntVel.PelvisThoraxFlexion
  };
  Reaction.Type = {Off,Off,Off};
};

// *****
// Drivers for the right arm
// *****

//Sterno clavicular joint driver
AnyKinEqSimpleDriver SCDriverRight ={
  AnyKinMeasureOrg &ref1 =...HumanModel.Interface.Right.SternoClavicularProtraction;
  AnyKinMeasureOrg &ref2 =...HumanModel.Interface.Right.SternoClavicularElevation;
  AnyKinMeasureOrg &ref3 =...HumanModel.Interface.Right.SternoClavicularAxialRotation;
  DriverPos = pi/180*{
    .JntPos.Right.SternoClavicularProtraction,
    .JntPos.Right.SternoClavicularElevation,
    .JntPos.Right.SternoClavicularAxialRotation
  };
  DriverVel = {
    .JntVel.Right.SternoClavicularProtraction,
    .JntVel.Right.SternoClavicularElevation,
    .JntVel.Right.SternoClavicularAxialRotation
  };
  Reaction.Type={Off,Off,Off};
};

//Glenohumeral joint
// AnyKinEqSimpleDriver GHDriverRight={
//   // AnyKinMeasureOrg &ref1 =...HumanModel.Interface.Right.GlenohumeralAbduction;

```

```

// // AnyKinMeasureOrg &ref2 =...HumanModel.Interface.Right.GlenohumeralFlexion;
// AnyKinMeasureOrg &ref3 =...HumanModel.Interface.Right.GlenohumeralExternalRotation;
//
// DriverPos=pi/180*{
// // .JntPos.Right.GlenohumeralAbduction, //GH joint
// // .JntPos.Right.GlenohumeralFlexion, //GH joint
// // .JntPos.Right.GlenohumeralExternalRotation //GH joint
// };
// DriverVel = pi/180*{
// // .JntVel.Right.GlenohumeralAbduction, //GH joint
// // .JntVel.Right.GlenohumeralFlexion, //GH joint
// // .JntVel.Right.GlenohumeralExternalRotation //GH joint
// };
// Reaction.Type={Off};
// };

//Glenohumeral abduction vs time
// AnyKinEqInterPolDriver GHDriverTime={
// AnyKinMeasureOrg &ref1 =...HumanModel.Interface.Right.GlenohumeralAbduction;
// FileName = "..\..\..\AnybodyInVitroPositions\An2-TimeAbdRCT-Cin2.txt"; // Time (s) and
Abduction (rad)
// Type = Bspline;
// BsplineOrder = 6;
// Reaction.Type={Off};
// };

//Elbow flexion driver
AnyKinEqSimpleDriver ElbowFEDriverRight={
AnyKinMeasureOrg &Elbow =...HumanModel.Interface.Right.ElbowFlexion;
DriverPos=pi/180*{.JntPos.Right.ElbowFlexion};
DriverVel = pi/180*{.JntVel.Right.ElbowFlexion};
Reaction.Type={On};
};

//Elbow pronation driver
AnyKinEqSimpleDriver ElbowPSDriverRight={
AnyKinMeasureOrg &Elbow =...HumanModel.Interface.Right.ElbowPronation;
DriverPos = pi/180*{.JntPos.Right.ElbowPronation };

DriverVel=pi/180*{.JntVel.Right.ElbowPronation };
Reaction.Type={On};
};

//Wrist driver
AnyKinEqSimpleDriver WristDriverRight={
AnyKinMeasureOrg &ref1 =...HumanModel.Interface.Right.WristFlexion;
AnyKinMeasureOrg &ref2 =...HumanModel.Interface.Right.WristAbduction;
DriverPos = pi/180*{
.JntPos.Right.WristFlexion,
.JntPos.Right.WristAbduction
};
};

```

```

DriverVel = pi/180*{
  .JntVel.Right.WristFlexion,
  .JntVel.Right.WristAbduction};
Reaction.Type={On,On};
};
};//Drivers

// -----
// Loads from the Mannequin.any file
// -----
AnyFolder MannequinLoads = {
  AnyFolder &hm = Main.Model.HumanModel; // For easy reference
  AnyFolder &mql = Main.Model.Mannequin.Load;

  AnyForce3D TopVertebra = {
    AnyRefNode &ApplPoint = .hm.Trunk.SegmentsThorax.ThoraxSeg.C1HatNode;
    F = .mql.TopVertebra;
  };

  AnyFolder Right = {
    AnyFolder &rh = .hm.Right;
    AnyFolder &locmql = .mql.Right;

    AnyForce3D Shoulder = {
      AnyRefNode &ApplPoint = .rh.ShoulderArm.Seg.Humerus.gh;
      F = .locmql.Shoulder;
    };

    AnyForce3D Elbow = {
      AnyRefNode &ApplPoint = .rh.ShoulderArm.Seg.Humerus.fe;
      F = .locmql.Elbow;
    };

    AnyForce3D Hand = {
      AnyRefNode &ApplPoint = .rh.ShoulderArm.Seg.Hand.PalmJoint;
      // F = .locmql.Hand*t;
      F = .locmql.Hand;
    };
  }; // Right
};

```

### 3) *ARep/LIO/AnyAbduction/Mannequin8.any* :

```

AnyFolder Mannequin = {

  AnyFolder Posture = {
    //This controls the position of the pelvi wrt. to the global reference frame
    AnyVar PelvisPosX = 0.0;
    AnyVar PelvisPosY = 0.1;
    AnyVar PelvisPosZ = 0.0;

    //This controls the rotation of the pelvis wrt. to the global reference frame

```

```

AnyVar PelvisRotX=0;
AnyVar PelvisRotY=0;
AnyVar PelvisRotZ=0;

// These variables control the rotation of the thorax wrt the
// pelvis
AnyVar PelvisThoraxFlexion=0;
AnyVar PelvisThoraxLateralBending=0;
AnyVar PelvisThoraxRotation=0;

AnyVar NeckExtension=0;

AnyFolder Right = {
  //Arm
  AnyVar SternoClavicularProtraction= -15; //This value is not used for initial position
  AnyVar SternoClavicularElevation= 7; //This value is not used for initial position
  AnyVar SternoClavicularAxialRotation=-20; //This value is not used for initial position

  AnyVar GlenohumeralFlexion = 0;
  AnyVar GlenohumeralAbduction = 0;
  AnyVar GlenohumeralExternalRotation = -10;

  AnyVar ElbowFlexion = 0.01;
  AnyVar ElbowPronation = 10.0;

  AnyVar WristFlexion =0;
  AnyVar WristAbduction =0;
};

AnyFolder Left = {
  //all values are set to be equal to the right side values
  //feel free to change this!

  //Arm
  AnyVar SternoClavicularProtraction=.Right.SternoClavicularProtraction;
  AnyVar SternoClavicularElevation=.Right.SternoClavicularElevation;
  AnyVar SternoClavicularAxialRotation=.Right.SternoClavicularAxialRotation;

  AnyVar GlenohumeralFlexion = .Right.GlenohumeralFlexion ;
  AnyVar GlenohumeralAbduction = .Right.GlenohumeralAbduction ;
  AnyVar GlenohumeralExternalRotation = .Right.GlenohumeralExternalRotation ;

  AnyVar ElbowFlexion = .Right.ElbowFlexion;
  AnyVar ElbowPronation = .Right.ElbowPronation;
  AnyVar WristFlexion = .Right.WristFlexion;
  AnyVar WristAbduction = .Right.WristAbduction;
};

AnyFolder PostureVel={
  //This controls the position of the pelvi wrt. to the global reference frame
  AnyVar PelvisPosX=0;

```

```

AnyVar PelvisPosY=0;
AnyVar PelvisPosZ=0;

//This controls the rotation of the pelvis wrt. to the global reference frame
AnyVar PelvisRotX=0;
AnyVar PelvisRotY=0;
AnyVar PelvisRotZ=0;

// These variables control the rotation of the thorax wrt the
// pelvis
AnyVar PelvisThoraxFlexion= 0;
AnyVar PelvisThoraxLateralBending=0;
AnyVar PelvisThoraxRotation=0;

AnyVar NeckExtension=0;

AnyFolder Right = {
  //Arm
  AnyVar SternoClavicularProtraction=0; //This value is not used for initial position
  AnyVar SternoClavicularElevation=0; //This value is not used for initial position
  AnyVar SternoClavicularAxialRotation=0; //This value is not used for initial position

  AnyVar GlenohumeralFlexion = 0;//10/Main.Study.tEnd;
  AnyVar GlenohumeralAbduction = 80/Main.Study.tEnd;
  AnyVar GlenohumeralExternalRotation = 0;//-10/Main.Study.tEnd;

  AnyVar ElbowFlexion = 0.0;
  AnyVar ElbowPronation = 0.0;

  AnyVar WristFlexion =0;
  AnyVar WristAbduction =0;
};

AnyFolder Left = {
  //all values are set to be equal to the right side values
  //feel free to change this!

  //Arm
  AnyVar SternoClavicularProtraction=.Right.SternoClavicularProtraction;
  AnyVar SternoClavicularElevation=.Right.SternoClavicularElevation;
  AnyVar SternoClavicularAxialRotation=.Right.SternoClavicularAxialRotation;

  AnyVar GlenohumeralFlexion = .Right.GlenohumeralFlexion ;
  AnyVar GlenohumeralAbduction =.Right.GlenohumeralAbduction ;
  AnyVar GlenohumeralExternalRotation =.Right.GlenohumeralExternalRotation ;

  AnyVar ElbowFlexion = .Right.ElbowFlexion;
  AnyVar ElbowPronation = .Right.ElbowPronation;
  AnyVar WristFlexion =.Right.WristFlexion;
  AnyVar WristAbduction =.Right.WristAbduction;
};
};

```

```

AnyFolder Load = {
  AnyVec3 TopVertebra = {0.000, 0.000, 0.000};

  AnyFolder Right = {
    AnyVec3 Shoulder = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Elbow = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Hand = {0.000, -10.000, 0.000};
    AnyVec3 Hip = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Knee = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Ankle = {0.000, 0.000, 0.000};
  };
  AnyFolder Left = {
    AnyVec3 Shoulder = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Elbow = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Hand = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Hip = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Knee = {0.000, 0.000, 0.000};
    AnyVec3 Ankle = {0.000, 0.000, 0.000};
  };
}; // Loads

};

4) BRep/LIO/Arm3D/ArtificialRakeForDeltoidMuscleVAR.any :

//This is the artificial rake used for the wrapping of the deltoid muscle
//the rake prevent that the deltoid muscle slides around in a uncontrolled
//way on the humerus head

AnyFolder ArtificialRake = {

  AnySeg DeltoidMuscleConnector = {

    AnyRefNode NeutralPositionOnThorax = {
      AnyMat33 DeltoidMuscleConnector_Axes = {
        {...Sign*-0.021288,...Sign* -0.139315, ...Sign*-0.990019},
        {...Sign*0.142582,...Sign* 0.979699, ...Sign*-0.140929},
        {0.989554, -0.144159, -0.000992}};
      AnyMat33 Pelvis_Axes = {{1.000000, 0.000000, 0.000000}, {-0.000000, 1.000000, -
0.000000}, {-0.000000, 0.000000, 1.000000}};
      sRel = .ScaleScapula({-0.232650, -0.347810, ...Sign*0.113986});
      ARel=DeltoidMuscleConnector_Axes*Pelvis_Axes;
    };

    AnyMat33 As=
.....Trunk.SegmentsThorax.ThoraxSeg.Axes0*NeutralPositionOnThorax.ARel';

    r0=...Seg.Humerus.DeltoidConnectorCenter.sRel*...Seg.Humerus.Axes0'+...Seg.Humerus.r0;
    Axes0={{As[0][0],As[0][1],As[0][2]},
      {As[1][0],As[1][1],As[1][2]},
      {As[2][0],As[2][1],As[2][2]}};
  };
};

```

```

AnyFunTransform3D &ScaleScapula=...Scaling.GeometricalScaling.Scapula.ScaleFunction;
AnyFunTransform3D &Scale=...Scaling.GeometricalScaling.Humerus.ScaleFunction;

AnyVar RadiusStd=0.038; //This is the standard radius of the rake

//Next two points are used for controlling the scaling of the rake, they are located with 90 deg
spacing
//AnyRefNode P1={sRel=.Scale(.....StartPoint+{...Sign*-
.RadiusStd*cos(pi),.....Deltoffset,.RadiusStd*sin(pi)}); };
//AnyRefNode P2={sRel=.Scale(.....StartPoint+{...Sign*-.RadiusStd*cos(-
0.5*pi),.....Deltoffset,.RadiusStd*sin(-0.5*pi)}); };

AnyRefNode P1={sRel=.Scale({...Sign*-
.RadiusStd*cos(pi),.....Deltoffset,.RadiusStd*sin(pi)}); };
AnyRefNode P2={sRel=.Scale({...Sign*-.RadiusStd*cos(-
0.5*pi),.....Deltoffset,.RadiusStd*sin(-0.5*pi)}); };

AnyVar R1=((P1.sRel[0])^2+(P1.sRel[1])^2+(P1.sRel[2])^2)^0.5; //Radius found using point
P1
AnyVar R2=((P2.sRel[0])^2+(P2.sRel[1])^2+(P2.sRel[2])^2)^0.5; //Radius found using point P2

//This is the scaled radius calculated using the average radius of R1 and R2
//AnyVar radius=0.5*(R1+R2)+(.....offRad/1000);
AnyVar radius=(0.5*(R1+R2)*.....MulRakeR)+(.....add2Rake/1000);

Mass=0;
Jii={0.0,0.0,0.0};

AnyVar no=12;
AnyVar angspace=...Sign*30*pi/180;
AnyVar startangle =...Sign*-300*pi/180;

//AnyVec3 StartPoint = {.....Delt_ML/1000,.....Delt_IS/1000,0.0}; //see Main
//This new start point is used for the deltoid to wrap around the ellipsoid perfectly
AnyVec3 StartPoint =
Main.Model.HumanModel.Right.ShoulderArm.Seg.Humerus.ElliDelt2.sRel;

//AnyVar offset = -0.0; //see Main

AnyVec3 DrwRadius ={0.004,0.004,0.004};
AnyVec3 DrwRGB = {1,.6,0};//{47/256,131/256,80/256}; //AnyBody standard green

AnyVar add2RadS = 0.00 ;
AnyVar offsetElliYRake = -(Main.Elli2RadXhum + Main.Elli2RadYhum/2)/4000 ;
AnyVar radX = Main.Elli2RadXhum/1000 + add2RadS;
AnyVar radZ = Main.Elli2RadZhum/1000 + add2RadS;

AnyRefNode DeltoidVia3={
sRel=.StartPoint+{...Sign*-
radX*cos(.startangle+.angspace*3),.offsetElliYRake,.radZ*sin(.startangle+.angspace*3)};

```

```

AnyDrawNode node = {RGB=..DrwRGB; ScaleXYZ=..DrwRadius;};
};
AnyRefNode DeltoidVia4={
sRel=.StartPoint+{....Sign*-
.radX*cos(.startangle+.angspace*4),.offsetElliYRake,.radZ*sin(.startangle+.angspace*4));
AnyDrawNode node = {RGB=..DrwRGB; ScaleXYZ=..DrwRadius;};
};
AnyRefNode DeltoidVia5={
sRel=.StartPoint+{....Sign*-
.radX*cos(.startangle+.angspace*5),.offsetElliYRake,.radZ*sin(.startangle+.angspace*5));
AnyDrawNode node = {RGB=..DrwRGB; ScaleXYZ=..DrwRadius;};
};
AnyRefNode DeltoidVia6={
sRel=.StartPoint+{....Sign*-
.radX*cos(.startangle+.angspace*6),.offsetElliYRake,.radZ*sin(.startangle+.angspace*6));
AnyDrawNode node = {RGB=..DrwRGB; ScaleXYZ=..DrwRadius;};
};
};

AnySeg DeltoidMuscleRotControlSeg = {

Mass=0.00;
Jii={0.0,0.0,0.0};

AnyFolder NeutralPositionOnThorax = {
AnyMat33 DeltoidMuscleConnector_Axes = {
{....Sign*-0.021288,....Sign* -0.139315, ....Sign*-0.990019},
{....Sign*0.142582,....Sign* 0.979699, ....Sign*-0.140929},
{0.989554, -0.144159, -0.000992}};
AnyMat33 Pelvis_Axes = {{1.000000, 0.000000, 0.000000}, {-0.000000, 1.000000, -
0.000000}, {-0.000000, 0.000000, 1.000000}};
AnyMat33 ARel=DeltoidMuscleConnector_Axes*Pelvis_Axes;
};

AnyMat33 As=
.....Trunk.SegmentsThorax.ThoraxSeg.Axes0*NeutralPositionOnThorax.ARel';

r0=...Seg.Humerus.DeltoidConnectorCenter.sRel*...Seg.Humerus.Axes0'+...Seg.Humerus.r0;
Axes0={{As[0][0],As[0][1],As[0][2]},
{As[1][0],As[1][1],As[1][2]},
{As[2][0],As[2][1],As[2][2]}};
};

AnySphericalJoint DeltoidMuscleConnectorJnt = {
AnyRefNode &ref1=...Seg.Humerus.DeltoidConnectorCenter ;
AnySeg &ref2=.DeltoidMuscleRotControlSeg;
};

AnyFolder &Scapula=..Seg.Scapula;

Scapula={

```



```

AnyRefNode gh_rotated={
  sRel=.gh.sRel;
  ARel={{...Sign*1,0,0},{0,1,0},{0,0,...Sign*1}};
};

AnyFolder &Humerus =.Seg.Humerus;
Humerus={
  AnyRefNode gh_rotated={
    sRel=.gh.sRel;
    ARel={{1,0,0},{0,...Sign*1,0},{0,0,...Sign*1}};
  };
};

AnyKinRotational HumerusScapulaRot={
  AnyRefNode &ref2=.Scapula.gh_rotated;
  AnyRefNode &ref1=.Humerus.gh_rotated;
  Type = RotVector;
};

AnyKinRotational HumerusDeltoidMuscleConnectorRot={
  AnyRefNode &ref1=.Scapula.gh_rotated;
  AnySeg &ref2=.DeltoidMuscleRotControlSeg;
  Type =RotVector;
};

AnyKinMeasureLinComb LinComb = {
  AnyKinMeasure &u1 = .HumerusScapulaRot;
  AnyKinMeasure &u2 = .HumerusDeltoidMuscleConnectorRot;
  Coef={
    {1,0,0,-1,0,0},
    {0,1,0,0,-1,0},
    {0,0,1,0,0,-1}
  };
}; // Measure

//This is not an engine no muscles are attached to the control segment
//and the deltoidmuscleconnector segment is only driven kinematically
//all reactions are swithed off
AnyKinEqSimpleDriver LinCombDrv={
  AnyKinMeasureLinComb &ref=.LinComb ;
  DriverPos={0,0,0};
  DriverVel={0,0,0};
  Reaction.Type={Off,Off,Off};
};

AnyRevoluteJoint DeltoidRevoluteJoint={
  Axis=y;
  AnyRefFrame &ref1=.DeltoidMuscleRotControlSeg;
  AnyRefFrame &ref2=.DeltoidMuscleConnector;
  Constraints.Reaction.Type={On,On,On,On,On};
};

```

```

AnyReacForce DeltoidRevoluteJointReactionForce={
  AnyRevoluteJoint &ref=.DeltoidRevoluteJoint;
};

AnyKinRotational DeltoidMuscleConnectorHumerusRot={
  AnyRefFrame &ref1 = .Humerus;
  AnyRefFrame &ref2 = .DeltoidMuscleRotControlSeg;
  Type=RotVector;
};

AnyReacForce DeltoidMuscleConnectorReactionForce={
  AnyKinRotational &ref2=.DeltoidMuscleConnectorHumerusRot;
};

AnyKinRotational ScapulaDeltoidMuscleConnectorRot={
  AnyRefNode &ref1 = .Scapula.gh_rotated;
  AnySeg &ref2 = .DeltoidMuscleConnector;
  Type=RotVector;
};

AnyKinMeasureOrg ScapulaDeltoidMuscleConnectorRotY={
  AnyKinRotational &ref=.ScapulaDeltoidMuscleConnectorRot;
  MeasureOrganizer ={1};
};

AnyKinEqSimpleDriver LinCom2Drv={
  AnyKinMeasureOrg &ref=.ScapulaDeltoidMuscleConnectorRotY;
  DriverPos={-0.321839};
  DriverVel={0};
  Reaction.Type={Off};
};

```

##### 5) **BRep/LIO/Arm3D/Deltoideus.any** :

```

AnyShortestPathMuscle deltoideus_scapular_part_3 = {
  AnyMuscleModel &MusMdl = ..MusPar.deltoideus_scapular_part_3;
  AnyRefNode &Org = ..Seg.Scapula.O_deltoideus_scapular_part_3;
  AnyRefNode &Via = .ArtificialRake.DeltoidMuscleConnector.DeltoidVia3;
  AnyRefNode &Ins = ..Seg.Humerus.I_deltoideus_scapular_part_3;
  AnyDrawMuscle DrwMus = { #include "../drawSettings/MusDrawSettings.any" };
  SPLine.StringMesh = 40;
  AnyParamSurf &Surf = .art_tub_minus_tub_majusRef;
  AnyParamSurf &Surf2 = .ElliDelt2Ref;
  SPLine.InitWrapPosVectors = {
    {0,0*..Sign,0.1}, {..Sign*0.1,0.0,0.0}
  };
};

AnyShortestPathMuscle deltoideus_scapular_part_4 = {
  AnyMuscleModel &MusMdl = ..MusPar.deltoideus_scapular_part_4;

```

```

AnyRefNode &Org = ..Seg.Scapula.O_deltoideus_scapular_part_4;
AnyRefNode &Via = ..ArtificialRake.DeltoidMuscleConnector.DeltoidVia4;
AnyRefNode &Ins = ..Seg.Humerus.I_deltoideus_scapular_part_4;
AnyDrawMuscle DrwMus = {#include "../drawSettings/MusDrawSettings.any"};
SPLine.StringMesh = 35;
AnyParamSurf &Surf = .art_tub_minus_tub_majusRef;
AnyParamSurf &Surf2 = .ElliDelt2Ref;
SPLine.InitWrapPosVectors = {
    {0,0*..Sign,0.1}, {..Sign*0.1,0.0,0.0}
};
};

AnyShortestPathMuscle deltoideus_scapular_part_5 = {
    AnyMuscleModel &MusMdl = ..MusPar.deltoideus_scapular_part_5;
    AnyRefNode &Org = ..Seg.Scapula.O_deltoideus_scapular_part_5;
    AnyRefNode &Via = ..ArtificialRake.DeltoidMuscleConnector.DeltoidVia5;
    AnyRefNode &Ins = ..Seg.Humerus.I_deltoideus_scapular_part_5;
    AnyDrawMuscle DrwMus = {#include "../drawSettings/MusDrawSettings.any"};
    SPLine.StringMesh = 40;
    AnyParamSurf &Surf = .art_tub_minus_tub_majusRef;
    AnyParamSurf &Surf2 = .ElliDelt2Ref;
    SPLine.InitWrapPosVectors = {
        {0,0*..Sign,0.1}, {..Sign*0.1,0.0,0.0}
    };
};

AnyShortestPathMuscle deltoideus_scapular_part_6 = {
    AnyMuscleModel &MusMdl = ..MusPar.deltoideus_scapular_part_6;
    AnyRefNode &Org = ..Seg.Scapula.O_deltoideus_scapular_part_6;
    AnyRefNode &Via = ..ArtificialRake.DeltoidMuscleConnector.DeltoidVia6;
    AnyRefNode &Ins = ..Seg.Humerus.I_deltoideus_scapular_part_6;
    AnyDrawMuscle DrwMus = { #include "../drawSettings/MusDrawSettings.any" };
    SPLine.StringMesh = 30;
    AnyParamSurf &Surf = .art_tub_minus_tub_majusRef;
    AnyParamSurf &Surf2 = .ElliDelt2Ref;
    SPLine.InitWrapPosVectors = {
        {0,0*..Sign,0.1}, {..Sign*0.1,0.0,0.0}
    };
};

```

#### 6) **BRep/LIO/Arm3D/HumerusMuscleGeometry.any :**

```

// This file contains muscle attachment points for the clavicle segment data from VU sub 2.
// The original coordinates have been transformed from global coordinates to the segment local
// coordinate system
AnyFolder &Humerus = .Seg.Humerus;

Humerus = {
    #include "../DrawSettings/SegmentAxes.any"
    //AnyDrawNodes drw={ScaleXYZ={0.0015,0.0015,0.0015}};
    AnyRefNode art_gh_hum = {
        sRel = .Scale({-0.003444, 0.009615, -0.008172}+.OffSet)*.Mirror;
    };
};

```

```

//Two points lying with an angle of 90 deg between are used for to control
//the scaling of the sphere
AnyVar Radius=0.0266;

AnyVec3 P1=.Scale((-0.003444+Radius), 0.009615 , -0.008172)+.Offset)*.Mirror;
AnyVec3 P2=.Scale((-0.003444), 0.009615+Radius , -0.008172)+.Offset)*.Mirror;
AnyVec3 P3=.Scale((-0.003444), 0.009615 , -0.008172+Radius)+.Offset)*.Mirror;

//These three numbers are the distance from srel to P1, P2 and P3
AnyVar P1Radius= ((sRel[0]-P1[0])^2+(sRel[1]-P1[1])^2+(sRel[2]-P1[2])^2)^0.5;
AnyVar P2Radius= ((sRel[0]-P2[0])^2+(sRel[1]-P2[1])^2+(sRel[2]-P2[2])^2)^0.5;
AnyVar P3Radius= ((sRel[0]-P3[0])^2+(sRel[1]-P3[1])^2+(sRel[2]-P3[2])^2)^0.5;

//The art_gh_hum surf is made as an ellipsoid this is the only way to ensure that when
//scaling the bone the muscle insertion points will remain outside the surface
AnySurfEllipsoid art_gh_humSurf = {
    Radius = {P1Radius,.P2Radius,.P2Radius};
    //AnyDrawParamSurf drw={RGB={0,1,1}};
};

//Used for deltoid muscle wrapping
AnyRefNode art_tub_minus_tub_majus = {
    sRel = .Scale((-0.001379, 0.008999 , -0.009119)+.Offset)*.Mirror;

    //Two points lying with an angle of 90 deg between are used for to control
    //the scaling of the sphere
    AnyVar Radius =0.036;
    AnyVec3 P1=.Scale((-0.001379+Radius), 0.008999 , -0.009119)+.Offset)*.Mirror;
    AnyVec3 P2=.Scale((-0.001379), 0.008999 , -0.009119+Radius)+.Offset)*.Mirror;

    //These two numbers are the distance from srel to P1 and P2
    AnyVar P1Radius= ((sRel[0]-P1[0])^2+(sRel[1]-P1[1])^2+(sRel[2]-P1[2])^2)^0.5;
    AnyVar P2Radius= ((sRel[0]-P2[0])^2+(sRel[1]-P2[1])^2+(sRel[2]-P2[2])^2)^0.5;

    //Take the average and use this as the radius
    AnyVar RadiusAverage =(P1Radius+P2Radius)/2;

    ARel={{0,0,1}, {1,0,0}, {0,1,0}};

    // Virtual Ellipsoid used for deltoid muscle wrapping
    AnySurfEllipsoid art_tub_minus_tub_majusSurf = {
        Radius =
        (.RadiusAverage*.....MulHeadRW)+{.....add2EllH/1000,.....add2EllP/1000,.....add2EllL/1000};
        // AnyDrawParamSurf drw={RGB={.7,.9,.9}};
    };
};

//Adding another ellipsoid for deltoid muscle wrapping
AnyRefNode ElliDelt2= {

```

```

    sRel = .art_tub_minus_tub_majus.sRel +
{Main.Elli2OffsetXhum/1000,Main.Elli2OffsetYhum/1000,Main.Elli2OffsetZhum/1000};

    // Virtual Ellipsoid used for deltoid wrapping
    AnySurfEllipsoid ElliDelt2Surf = {
        Radius = ({Main.Elli2RadXhum,Main.Elli2RadYhum,Main.Elli2RadZhum}/1000);
    //    AnyDrawParamSurf drw={RGB={1,1,1}};
    AnyDrawParamSurf drw = {RGB=Main.Elli2color; Transparency = Main.Elli2Visible;};
    };
};

AnyRefNode art_tub_minus = {
    sRel = .Scale({0.014, 0.009 , -0.03}+.OffSet)*.Mirror;
    //    AnyDrawRefFrame drw = {RGB={1,.5,0}; ScaleXYZ = {1,1,1}/10;};
};
AnyRefNode art_tub_majus = {
    sRel = .Scale({0.021, 0.009 , -0.02}+.OffSet)*.Mirror;
    //    AnyDrawRefFrame drw = {RGB={1,.5,0}; ScaleXYZ = {1,1,1}/10;};
};

AnyRefNode sulcus_intertubercularis={
    //    sRel =0.5*(.art_tub_majus.sRel+.art_tub_minus.sRel)+.Scale({...Sign*0.003,0.0,0.0}); //
midpoint
    sRel = .Scale({-0.007500, -0.004000, -0.035000}+.OffSet)*.Mirror;
};
AnyRefNode sulcus_intertubercularisTop={
    //sRel =.sulcus_intertubercularis.sRel+.Scale({...Sign*-0.005,0.015,0.003});
    sRel = .Scale({-0.010, 0.012000, -0.03500}+.OffSet)*.Mirror;
};

AnyRefNode collum_hum = {
    AnyVec3 P2 =.Scale({-0.010698, -0.350000, -0.000157}+.OffSet)*.Mirror; ////Point used for
radius
    AnyVec3 P3 =.Scale({0.000000, 0.030000, 0.000000}+.OffSet)*.Mirror; //End point

    sRel = .Scale({0.0, -0.35 , 0.0}+.OffSet)*.Mirror;

    //Calculate rot matrix for cylinder using three points
    //p2-p1 used to find x axis
    //p3-p1 used to find the y axis
    //z axis found as cross product
    AnyMat33 Mat = RotMat(sRel,P3,P2);

    //Switch around the on the columns to compensate that the cylinder has
    //main axis along the zaxis
    ARel={
        {Mat[0][1],Mat[0][2],Mat[0][0]},
        {Mat[1][1],Mat[1][2],Mat[1][0]},
        {Mat[2][1],Mat[2][2],Mat[2][0]}};

    AnySurfCylinder collum_hum= {

```

```

Length=((.sRel[0]-.P3[0])^2+(.sRel[1]-.P3[1])^2+(.sRel[2]-.P3[2])^2)^0.5;
Radius= ((.sRel[0]-.P2[0])^2+(.sRel[1]-.P2[1])^2+(.sRel[2]-.P2[2])^2)^0.5;
//AnyDrawParamSurf drw={RGB={0,0,1}};
};
};

AnyRefNode collum_hum_teres_minor = {
  AnyVec3 P2= .Scale({0.0, 0.04 , 0.0}+.OffSet)*.Mirror;//End point
  AnyVec3 P3= .Scale({0.0, -0.1 , 0.01885}+.OffSet)*.Mirror;//Point used for radius

  sRel = .Scale({0.0, -0.1 , 0.0}+.OffSet)*.Mirror;
  //Calculate rot matrix for cylinder using three points
  //p2-p1 used to find x axis
  //p3-p1 used to find the y axis
  //z axis found as cross product
  AnyMat33 Mat = RotMat(sRel,P3,P2);

  //Switch around the on the columns to compensate that the cylinder has
  //main axis along the zaxis
  ARel={
    {Mat[0][2],Mat[0][0],Mat[0][1]},
    {Mat[1][2],Mat[1][0],Mat[1][1]},
    {Mat[2][2],Mat[2][0],Mat[2][1]}};

  AnySurfCylinder collum_hum= {
    Radius=((.sRel[0]-.P3[0])^2+(.sRel[1]-.P3[1])^2+(.sRel[2]-.P3[2])^2)^0.5;
    Length= ((.sRel[0]-.P2[0])^2+(.sRel[1]-.P2[1])^2+(.sRel[2]-.P2[2])^2)^0.5;
    //AnyDrawParamSurf drw={RGB={0,0,1}};
  };
};

[. . .]

```

### 7) **BRep/LIO/Arm3D/ Muscle-parameters-shoulder-simple-F0.any :**

```

// VU study , Duchth Shoulder Group
// http: //www.fb.w.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/overview.htm

// Note: PCSA has been divided according to no. of muscle elements
// Yamaguchi
// A survey of human musculotendon actuator parameters
// G.T. Yamaguchi, A.G. Sawa, D.W. Moran, M.J. Fessler, and J.M. Winters
// Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization
// J.M. Winters and S.L.-T. Woo (eds.) 1990 Springer- verlag, New York

// Juul-Kristensen2000
// Muscle sizes and moment arms of the rotator cuff muscles determined by magnetic resonance
// imaging
// B. Juul-kristensen, F. Bojsen-Moeller, L. Finsen, J. Eriksson, G. Johansson, F. Staahlberg, C.
// Ekdahl
// Cell Tissues Organs 2000, 214-222

```

```

// Kamibayashi1998
// Morphometry of human neck muscles
// Lynne K. Kamibayashi, Frances J.R. Richmond
// Spine Vol. 23, No. 12, pp. 1314-1323, 1998

// Numbers used by the simple muscle models for the muscles in the forearm
// Veeger1997
// Parameters for modelling the upper extremity
// H.E.J. Veeger, Bing Yu, Kai-Nan and R. H. Rozendal
// J. Biomechanics, Vol. 30, No. 6, pp. 647-652, 1997

AnyVar ForceminInfra = 5;
AnyVar ForceminSupra = 5;
AnyVar ForceminSub = 5;

//AnyVar ForceminInfra = StrengthScaleHumerus*1.0*136.2*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminSupra = StrengthScaleHumerus*0.8*78.0*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminSub = StrengthScaleHumerus*1.0*250.0*ConstParam.MusStress;

AnyVar ForceminTeresMaj = 5;
AnyVar ForceminTeresmin = 5;

//AnyVar ForceminTeresMaj = StrengthScaleHumerus*183.6*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminTeresmin = StrengthScaleHumerus*51.6*ConstParam.MusStress;

AnyVar ForceminLat = 5;
//AnyVar ForceminLat = StrengthScaleHumerus*170.4*ConstParam.MusStress;

AnyVar ForceminPecMaj = 5; //StrengthScaleHumerus*122.3*ConstParam.MusStress;
AnyVar ForceminPecmin = 5; //StrengthScaleHumerus*85.7*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminLev = StrengthScaleHumerus*114.7*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminSerr = StrengthScaleHumerus*190.5*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminTrap = StrengthScaleHumerus*145.5*ConstParam.MusStress;
//AnyVar ForceminRhomb = StrengthScaleHumerus*25.3*ConstParam.MusStress;

//AnyVar ForceminLev = 5 ;
//AnyVar ForceminSerr = 5 ;
//AnyVar ForceminTrap = 5 ;
//AnyVar ForceminRhomb = 5 ;

// ORIGINAL MUSCLE MODEL : F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress
//include "MusclesLevPecSerrTrapOrig.any"

// F0 FIXED for LevatorScapula, Pectoralis, Serratus, Trapezius et Rhomboidus
#include "MusclePecFFixe.any"

// The distribution of the strength on the deltoid muscle has been modified
// manually, the sum of PSCA is unchanged and according to data 2460 mm^2

```

```

AnyVar f=0.8;
///YO */AnyVar f=1.6;
AnyMuscleModel deltoideus_scapular_part_1 = {
  AnyVar PCSA = .f*160.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_scapular_part_2 = {
  AnyVar PCSA = .f*180.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};

AnyMuscleModel deltoideus_scapular_part_3 = {
  // AnyVar PCSA = .f*195.000000; // mm^2 VU study
  AnyVar PCSA = .f*250.000000; // Yo 21-07

  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_scapular_part_4 = {
  // AnyVar PCSA = .f*215.000000; // mm^2 VU study
  AnyVar PCSA = .f*250.000000; // Yo 21-07
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_scapular_part_5 = {
  // AnyVar PCSA = .f*230.000000; // mm^2 VU study
  AnyVar PCSA = .f*250.000000; // Yo 21-07
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_scapular_part_6 = {
  // AnyVar PCSA = .f*250.000000; // mm^2 VU study
  AnyVar PCSA = .f*250.000000; // Yo 21-07
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};

AnyVar fc=1.2;
AnyMuscleModel deltoideus_clavicular_part_1 = {
  AnyVar PCSA = .fc*225.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_clavicular_part_2 = {
  AnyVar PCSA = .fc*225.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_clavicular_part_3 = {
  AnyVar PCSA = .fc*225.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_clavicular_part_4 = {
  AnyVar PCSA = .fc*185.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_clavicular_part_5 = {
  AnyVar PCSA = .fc*185.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
AnyMuscleModel deltoideus_clavicular_part_6 = {
  AnyVar PCSA = .fc*185.000000; // mm^2 VU study
  F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};

AnyVar f3=1.0;
AnyMuscleModel infraspinatus_1 = {
  AnyVar PCSA = .f3*136.200000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminInfra ;};
AnyMuscleModel infraspinatus_2 = {

```



```

AnyVar PCSA = .f3*136.200000; // mm^2 VU study
F0 = .ForceminInfra ;};
AnyMuscleModel infraspinatus_3 = {
  AnyVar PCSA = .f3*136.200000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminInfra ;};
AnyMuscleModel infraspinatus_4 = {
  AnyVar PCSA = .f3*136.200000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminInfra ;};
AnyMuscleModel infraspinatus_5 = {
  AnyVar PCSA = .f3*136.200000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminInfra ;};
AnyMuscleModel infraspinatus_6 = {
  AnyVar PCSA = .f3*136.200000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminInfra ;};

AnyMuscleModel latissimus_dorsi_1 = {
  AnyVar PCSA = 170.400000; // mm^2 VU study
  // .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminLat ;};
AnyMuscleModel latissimus_dorsi_2 = {
  AnyVar PCSA = 170.400000; // mm^2 VU study
  // .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminLat ;};
AnyMuscleModel latissimus_dorsi_3 = {
  AnyVar PCSA = 170.400000; // mm^2 VU study
  // .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminLat ;};
AnyMuscleModel latissimus_dorsi_4 = {
  AnyVar PCSA = 170.400000; // mm^2 VU study
  // .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminLat ;};
AnyMuscleModel latissimus_dorsi_5 = {
  AnyVar PCSA = 170.400000; // mm^2 VU study
  // .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;};
  F0 = .ForceminLat ;};

AnyVar f2=1.0;
AnyMuscleModel subscapularis_1 = {
  AnyVar PCSA = .f2*250.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSub ;};
AnyMuscleModel subscapularis_2 = {
  AnyVar PCSA = .f2*250.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSub ;};
AnyMuscleModel subscapularis_3 = {
  AnyVar PCSA = .f2*250.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSub ;};
AnyMuscleModel subscapularis_4 = {
  AnyVar PCSA = .f2*250.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;

```

```

F0 = .ForceminSub ;};
AnyMuscleModel subscapularis_5 = {
  AnyVar PCSA = .f2*250.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSub ;};
AnyMuscleModel subscapularis_6 = {
  AnyVar PCSA = .f2*250.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSub ;};

AnyMuscleModel supraspinatus_1 = {
  AnyVar PCSA = .f*78.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSupra ;};
AnyMuscleModel supraspinatus_2 = {
  AnyVar PCSA = .f*78.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSupra ;};
AnyMuscleModel supraspinatus_3 = {
  AnyVar PCSA = .f*78.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSupra ;};
AnyMuscleModel supraspinatus_4 = {
  AnyVar PCSA = .f*78.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSupra ;};
AnyMuscleModel supraspinatus_5 = {
  AnyVar PCSA = .f*78.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSupra ;};
AnyMuscleModel supraspinatus_6 = {
  AnyVar PCSA = .f*78.000000; // mm^2 VU study
  //F0 = .StrengthScaleHumerus*PCSA*.ConstParam.MusStress;
  F0 = .ForceminSupra ;};

AnyMuscleModel teres_major_1 = {
  AnyVar PCSA = 183.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresMaj ;};
AnyMuscleModel teres_major_2 = {
  AnyVar PCSA = 183.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresMaj ;};
AnyMuscleModel teres_major_3 = {
  AnyVar PCSA = 183.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresMaj ;};
AnyMuscleModel teres_major_4 = {
  AnyVar PCSA = 183.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresMaj ;};
AnyMuscleModel teres_major_5 = {
  AnyVar PCSA = 183.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresMaj ;};
AnyMuscleModel teres_major_6 = {
  AnyVar PCSA = 183.600000; // mm^2 VU study

```

```

F0 = .ForceminTeresMaj ;};

AnyMuscleModel teres_minor_1 = {
  AnyVar PCSA = 51.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresmin ;};
AnyMuscleModel teres_minor_2 = {
  AnyVar PCSA = 51.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresmin ;};
AnyMuscleModel teres_minor_3 = {
  AnyVar PCSA = 51.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresmin ;};
AnyMuscleModel teres_minor_4 = {
  AnyVar PCSA = 51.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresmin ;};
AnyMuscleModel teres_minor_5 = {
  AnyVar PCSA = 51.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresmin ;};
AnyMuscleModel teres_minor_6 = {
  AnyVar PCSA = 51.600000; // mm^2 VU study
  F0 = .ForceminTeresmin ;};

AnyVar StrengthScaleHumerus = ...Scaling.StrengthScaling.Humerus.StrengthScale;
AnyVar StrengthScaleUlna = ...Scaling.StrengthScaling.Ulna.StrengthScale;

[. . .]

```

### 8) **BRep/LIO/Arm3D/ShoulderArm.root.any :**

```

//This is the root file for the shoulder-arm model
//In the file Body.Model.any, which is present in all applications in ARep, it can be seen how to
include this file.
//This model is contains data from two different persons. Most of the data that has been used in
this model comes from the Dutch
//Shoulder Group and can be found on the following webpage
http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/overview.htm
//The model is built using data from subject 2 from the VU study and subject 2 from the
//MAYO study.

//The files, which contains the name "forearm", are built on data from the MAYO study
//The model contains the following files:
// "seg.any" Inertia properties of all segments and definitions of surfaces used for wrapping
// "ClavicleMuscleGeometry.any" nodes for muscle attachments VU sub2
// "HumerusMuscleGeometry.any" nodes for muscle attachments VU sub2
// "RadiusMuscleGeometry.any" nodes for muscle attachments MAYO sub2
// "ScapulaMuscleGeometry.any" nodes for muscle attachments VU sub2
// "UlnaMuscleGeometry.any" nodes for muscle attachments VU sub2
// "jnt.any" joint definitions for the shoulder and arm
// "jnt.nomuscles.any" special joint file for the shoulder and arm to be used when no muscles is
used, all joints has reaction forces applied
// "ArtificialRakeForDeltoidMuscle.any" this the file which contains an artificial segment used for
controlling the wrapping of the deltoid muscle

```

```
// "AddOnOutsideBlockForKinematics.any" adding stuff for the scapulo-thoracic gliding plane to
the thorax segment
// "AddOnOutsideBlockForMuscles.any" adding wrapping geometries to segments which are not
part of the block
// "Glove.any" model of a glove which simulates the strength capabilities of the hand
// "GloveMuscle.any" muscles for the glove here the strength of the glove can be adjusted
// "muscle.any" muscle definitions for the shoulder and upper arm VU sub2
// "muscle-parameters-shoulder.any" muscle strength parameters for the arm
// "muscle-parameters-shoulder-const.any" muscle strength parameters for the arm
// "muscle-parameters-shoulder-const_simple.any" muscle strength parameters for the arm
// "WristMuscle.any" this file adds artificial muscles to the wrist
// "PosDumperRight.any" this file is used for dumping the coordinates and orientations of the
segments in a right shoulder
// "PosDumperLeft.any" this file is used for dumping the coordinates and orientations of the
segments in a left shoulder
```

```
//The raw data from http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn\_A4/shoulder/overview.htm has been
converted using a small Matlab program,
//which automatically transforms the global coordinates into local coordinates on the segments.
```

```
//Related articles
```

```
//Helm1991
```

```
//F.C.T. van der Helm and R. Veenbaas
```

```
//Modeling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the
shoulder mechanism
```

```
//Journal of Biomechanics, vol. 24, no. 12, pp. 1151-1163, 1991
```

```
//Veeger1991
```

```
//H.E.J. Veeger, F.C.T. van der Helm, L.H.V. van der Woude, G.M. Pronk and R.H. Rozendal
```

```
//Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder
mechanism
```

```
//Journal of Biomechanics, vol. 24, no. 7, pp. 615-629, 1991
```

```
//Helm1994
```

```
//F.C.T. van der Helm
```

```
//A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism
```

```
//Journal of Biomechanics, vol. 27, no. 5, pp. 551-569, 1994
```

```
//Happee1995
```

```
//The control of shoulder muscles during goal
```

```
//directed movements, an inverse dynamic analysis
```

```
//R. Happee and F.C.T. Van der Helm
```

```
//J. Biomechanics, vol. 28, no. 10, pp. 1179-1191, 1995
```

```
//Helm1992
```

```
//Geometry parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder system
```

```
//Journal of biomechanics Vol. 25 no. 2, pp. 129-144, 1992
```

```
//Note: this reference is used for the geometry used for the definition of many of the geometries
```

```
//which are used for muscle wrapping
```

```
//Veeger1997
```

```

//DirkJan (H.E.J.) Veeger, Bing Yu, Kai Nan An
//Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modeling
//Proceedings of the first conference of the ISG

// The file "shoulderCalibration.any", which defines this, can be found in the applications in the
ARep directory

//NOTE:
//The comment "Correction" generally means that numbers have been changed and do not
follow the published data

#include "AddOnOutsideBlockForKinematics.any"

AnyRefNode &GloveInsertationNode=Seg.Hand.PalmJoint;
#include "Glove.any"

AnyFolder Seg={
    #include "Seg.any"
};

AnyFolder Jnt ={
    #include "Jnt.any"
}; //End Jnt

#include "GloveMuscle.any"
AnyFolder Mus ={
    #include "WristMuscle.any"
    #include "Muscle.any"
    //include "MuscleAalborg.any"
}; //End Mus

AnyFolder MusPar={
    AnyFolder ConstParam ={
        AnyVar MusStress =..StrengthRef.SpecificMuscleTensionShoulderArm*0.01; //0.9;           //
        N/mm^2
        AnyVar MusStressForearm =
        ..StrengthRef.SpecificMuscleTensionShoulderArm*0.01*10^6;//0.9*10^6; // N/m^2
        AnyVar MusDensity =1060;           //kg/m^3
    };

    //This the parameters if a simple muscle model are being used, contains only F0
    // #include "Muscle-parameters-shoulder-simple.any"
    #include "Muscle-parameters-shoulder-simple-F0.any"

}; //End MusPar

//Summation of masses in the arm
AnyFolder MassSummation={
    AnyVar
    Mass=.Seg.Scapula.Mass+.Seg.Clavicula.Mass+.Seg.Ulna.Mass+.Seg.Humerus.Mass+.Seg.Ra
    dius.Mass+.Seg.Hand.Mass;

```

```
};
```

**9) BRep/LIO/Arm3D/StandardParameters.any :**

```
/* // Original arm, 4.75 kg
AnyFolder Humerus = {
  //AnyVar Mass = 2.57; // Veeger1997 subject no.4.
  AnyVar Mass = 0.028*.BodyParameters.BodyMass; //Winter
  AnyVar Length = 0.340079;
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density;
};
AnyFolder Ulna = {
  //AnyVar Mass = 1.09/2; // Veeger1997 subject no.4.
  AnyVar Mass = (0.016*.BodyParameters.BodyMass)/2; //Winter
  AnyVar Length = 0.275575;
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density;
};
AnyFolder Radius = {
  //AnyVar Mass = 1.09/2; // Veeger1997 subject no.4.
  AnyVar Mass = (0.016*.BodyParameters.BodyMass)/2; //Winter
  AnyVar Length = 0.275575;
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density;
};
AnyFolder Clavicula = {
  AnyVar Mass=0.5; // Guesstimate
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density;
};
AnyFolder Scapula = {
  AnyVar Mass=0.5; // Guesstimate
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density;
};
AnyFolder Hand = {
  AnyVar Mass = 0.006*.BodyParameters.BodyMass; //Winter
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density;
};
*/

// Average Arm in experiments : total weight 2.25 kg

AnyVar ForeArmW = 1.6 ; // Forearm weight with bones and soft tissues

AnyFolder Humerus = {
  AnyVar Mass = .5 ; // Humerus without soft tissues
  AnyVar Length = 0.32 ;
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density; };

AnyFolder Ulna = {
  AnyVar Mass = .ForeArmW*.35 ; // Ulna with bones and soft tissues
  AnyVar Length = .8*.Humerus.Length ;
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density; };
```

```
AnyFolder Radius = {
  AnyVar Mass = .ForeArmW*.35 ; // Radius with bones and soft tissues
  AnyVar Length = .8*.Humerus.Length ;
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density; };
```

```
AnyFolder Clavicula = {
  AnyVar Mass = .15 ; // Guesstimate
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density; };
```

```
AnyFolder Scapula = {
  AnyVar Mass= .15 ; // Guesstimate
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density; };
```

```
AnyFolder Hand = {
  AnyVar Mass = .ForeArmW*.3 ; // Hand with bones and soft tissues
  AnyVar Density = .BodyParameters.Density; };
```

### **10) BRep/LIO/BodyModel/SpineNoMusclesRightArm/BodyModel.any :**

```
// This folder contains the model of the spine with the right leg, it is build using the following
// blocks from the BRep
//   BRep\LIO\Spine\SpineNoMuscles.root.any root file for the trunk model with no muscles
//   BRep\LIO\Leg3D\LegMus.root.any root file for the leg
//
// The structure of the file is the following
//
//   Trunk = {
//     Trunk.root.any
//   }
//   Right ={
//     Leg={
//       Leg.root.any
//     }
//   }
// }
// *****
```

```
//This folder should eventually contain head torso and spine
AnyFolder Trunk ={
```

```
  #include "../Include/SettingsTrunk.any"
```

```
  //These two segments are used for attachment of PsoasMajor if a leg model is being used in
  the model
```

```
  //these two points are located on the right thigh
```

```
  //AnyRefNode &PsoasMajorRightReference=.Right.Leg.Seg.Thigh;
```

```
  //AnyRefNode &PsoasMajorLeftReference=.Right.Leg.Seg.Thigh; //dummy reference!
```

```
  //These two points are used for attachment of PsoasMajor if there is no leg model in the model,
```

```
  //these two points are located on pelvis
```

```
  AnyRefNode &PsoasMajorRightReference=.Trunk.SegmentsLumbar.PelvisSeg.Right;
```

```
  AnyRefNode &PsoasMajorLeftReference=.Trunk.SegmentsLumbar.PelvisSeg.Left;
```

```

//This is the reference to the root file for the spine
#include "..\..\Spine\SpineNoMuscles.root.any"

#include "..\..\Spine\MuscleParametersSpineSimpleRight.any"
};//Trunk

AnyFolder Right={

AnyFolder ShoulderArm = {
#include "..\Include\SettingsShoulderArm.any"

//-----
// Interface references that specifies what the "Arm3D/ShoulderArm.any" should connect to
//-----

//This point is used for attachement of the arm to the shoulder

AnyRefNode &ShoulderRef=..Trunk.SegmentsThorax.ThoraxSeg.ij;
AnyRefNode &PelvisRef=..Trunk.SegmentsLumbar.PelvisSeg.Right;
AnyRefNode &L1Ref=..Trunk.SegmentsLumbar.L1Seg.Right;
AnyRefNode &L3Ref=..Trunk.SegmentsLumbar.L3Seg.Right;
AnyFolder &TrunkFolderRef=..Trunk;

//This is a sign variable which indicates that this is the right side
AnyVar Sign =1;

#include "..\..\Arm3D\ShoulderArm.root.any"

}; //End ShoulderArm

};//Right

//Total mass of the human model
AnyVar TotalBodyMass=
Right.ShoulderArm.MassSummation.Mass+
Trunk.MassSummation.Mass;

//Include interface file which contains quick reference to all joints dof and
//surface contact points
#include "..\Interface\SpineRightArm.any"

```

### **11) BRep/LIO/Scaling/AnyFamily/AnyLIO8 :**

```

// File of anthropometric data

AnyVar BMI = AnthroData.Body_Mass/(AnthroData.body_height^2);
AnyVar FatPercent = (-0.09 + 0.0149*BMI - 0.00009*BMI^2)*100; //Estimation from Frankenfield
et al. (2001) valid for men

AnyFolder AnthroData = {
AnyVar Body_Mass = 70.43 ;

```



```

AnyVar body_height = 175.9 /100;

AnyVar lower_lumbar_spine = 4.08*Body_Mass/70.43;
AnyVar upper_lumbar_spine = 4.62*Body_Mass/70.43;
AnyVar lower_thoracal_spine = 5.09*Body_Mass/70.43;
AnyVar upper_thoracal_spine = 6.51*Body_Mass/70.43;
AnyVar lower_cervical_spine = 0.51*Body_Mass/70.43;
AnyVar upper_cervical_spine = 0.43*Body_Mass/70.43;

// Segment masses in kg
// Specimen 8 : 1.6 kg

AnyVar pelvis = 0.142*Body_Mass;

AnyVar clavicle_r = .2 ; // Mass of Clavicle + Scapula

AnyVar upper_arm_r = 0.35 ; // Mass of humerus

AnyVar lower_arm_and_hand = 1.05 ; // Mass of radius + ulna + hand + soft tissues

AnyVar lower_arm_r = .7*lower_arm_and_hand ;
AnyVar hand_r = .3*lower_arm_and_hand ;

AnyVar clavicle_l = 0.0237*Body_Mass;
AnyVar upper_arm_l = 0.028*Body_Mass;
AnyVar lower_arm_l = 0.016*Body_Mass;
AnyVar hand_l = 0.006*Body_Mass;
AnyVar head = 0.081*Body_Mass;
AnyVar thigh_r = 0.1*Body_Mass;
AnyVar lower_leg_r = 0.0465*Body_Mass;
AnyVar foot_r = 0.0145*Body_Mass;
AnyVar ball_r = 0.000;
AnyVar thigh_l = 0.1*Body_Mass;
AnyVar lower_leg_l = 0.0465*Body_Mass;
AnyVar foot_l = 0.0145*Body_Mass;
AnyVar ball_l = 0.000;
};

AnyFolder AnthroSegmentLengths = {
AnyVar ThighLength = 0.426;
AnyVar ShankLength = 0.43;
AnyVar FootLength = 0.2;
AnyVar PelvisWidth = 0.16; //distance between hip joints
AnyVar HeadHeight = 0.14; //height in neutral position from C1HatNode to top of head
AnyVar TrunkHeight = 0.52; //height in neutral position from C1HatNode to L5SacrumJnt

AnyVar UpperArmLength = 0.28;

AnyVar LowerArmLength = .8*UpperArmLength ; //0.269;
};

```

## LISTE DE RÉFÉRENCES

- [1] Alfred Mann Institute. *Logiciel MMS (Musculoskeletal Modeling in Simulink)*. En ligne. <<http://ami.usc.edu/projects/ami/projects/bion/musculoskeletal/mms.html>>. Consulté le 20 février 2006.
- [2] An, K.N., A.O. Browne, S. Korinek, S. Tanaka, and B.F. Morrey. 1991. *Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation*. J Orthop Res, 9(1): p. 143-9.
- [3] Anybody Software. *Recherche sur le logiciel de modélisation humaine Anybody*. En ligne. <<http://anybody.auc.dk/Software/anybody.htm>>. Consulté le 20 février 2006.
- [4] Anybody Technology. *Logiciel Anybody*. En ligne. <[www.anybodytech.com](http://www.anybodytech.com)>. Consulté le 20 février 2006.
- [5] Arnheim, D.D. and W. William. 2000. *The shoulder complex*. Principal of athletic training, The McGraw-Hill companies Inc., USA, 10th edition: p. 600-644
- [6] Arntz, C.T., S. Jackins, and F.A.r. Matsen. 1993. *Prosthetic replacement of the shoulder for the treatment of defects in the rotator cuff and the surface of the glenohumeral joint*. J Bone Joint Surg Am, 75(4): p. 485-91.
- [7] Bagg, S.D. and W.J. Forrest. 1988. *A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane (abstract)*. Am J Phys Med Rehabil, 67(6): p. 238-45.
- [8] Bankes, M.J. and R.J. Emery. 1995. *Pioneers of shoulder replacement: Themistocles Gluck and Jules Emile Pean*. J Shoulder Elbow Surg, 4(4): p. 259-62.
- [9] Bassett, R.W., A.O. Browne, B.F. Morrey, and K.N. An. 1990. *Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability*. J Biomech, 23(5): p. 405-15.
- [10] Baumgarten, K.M., C.J. Lashgari, and K. Yamaguchi. 2004. *Glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty: indications and contraindications*. Instr Course Lect, 53: p. 3-11.
- [11] Bezer, M., Y. Yildirim, U. Akgun, B. Erol, and O. Guven. 2005. *Superior excursion of the humeral head: a diagnostic tool in rotator cuff tear surgery*. J Shoulder Elbow Surg, 14(4): p. 375-9.

- [12] Biomechanics Research Group Inc. *Logiciel LifeMOD*. En ligne. <<http://www.lifemodeler.com/>>. Consulté le 20 février 2006.
- [13] Boileau, P., R.J. Sinnerton, C. Chuinard, and G. Walch. 2006. *Arthroplasty of the shoulder*. J Bone Joint Surg Br, 88(5): p. 562-75.
- [14] Boileau, P., D.J. Watkinson, A.M. Hatzidakis, and F. Balg. 2005. *Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics*. J Shoulder Elbow Surg, 14(1 Suppl S): p. 147S-161S.
- [15] Bono, C.M., R. Renard, R.G. Levine, and A.S. Levy. 2001. *Effect of displacement of fractures of the greater tuberosity on the mechanics of the shoulder*. J Bone Joint Surg Br, 83(7): p. 1056-62.
- [16] Borstad, J.D. and P.M. Ludewig. 2002. *Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 17(9-10): p. 650-9.
- [17] Boulahia, A., T.B. Edwards, G. Walch, and R.V. Baratta. 2002. *Early results of a reverse design prosthesis in the treatment of arthritis of the shoulder in elderly patients with a large rotator cuff tear*. Orthopedics, 25(2): p. 129-33.
- [18] Charlton, I.W. and G.R. Johnson. 2001. *Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb*. J Biomech, 34(9): p. 1209-16.
- [19] Constant, C.R. and A.H. Murley. 1987. *A clinical method of functional assessment of the shoulder*. Clin Orthop Relat Res, (214): p. 160-4.
- [20] Cotton, R.E. and D.F. Rideout. 1964. *Tears of the Humeral Rotator Cuff; a Radiological and Pathological Necropsy Survey*. J Bone Joint Surg Br, 46: p. 314-28.
- [21] Coughlin, M.J., J.M. Morris, and W.F. West. 1979. *The semiconstrained total shoulder arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 61(4): p. 574-81.
- [22] Culham, E. and M. Peat. 1993. *Functional anatomy of the shoulder complex*. J Orthop Sports Phys Ther, 18(1): p. 342-50.
- [23] Davoodi, R., I.E. Brown, and G.E. Loeb. 2003. *Advanced modeling environment for developing and testing FES control systems*. Med Eng Phys, 25(1): p. 3-9.

- [24] Davoodi, R. and G.E. Loeb. 2002. *A Software Tool for Faster Development of Complex Models of Musculiskeletal Systems and Sensorimotor Controllers in Simulink*. J. Appl. Biomech, 18: p. 357-365.
- [25] de Leest, O., P.M. Rozing, L.A. Rozendaal, and F.C. van der Helm. 1996. *Influence of glenohumeral prosthesis geometry and placement on shoulder muscle forces*. Clin Orthop Relat Res, (330): p. 222-33.
- [26] De Wilde, L., E. Audenaert, E. Barbaix, A. Audenaert, and K. Soudan. 2002. *Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: a computerised study*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 17(7): p. 499-505.
- [27] De Wilde, L., M. Mombert, P. Van Petegem, and R. Verdonk. 2001. *Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): report of five cases*. Acta Orthop Belg, 67(4): p. 348-53.
- [28] De Wilde, L.F., E.A. Audenaert, and B.M. Berghs. 2004. *Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study*. J Orthop Res, 22(6): p. 1222-30.
- [29] de Zee, M., M. Dalstra, P.M. Cattaneo, J. Rasmussen, P. Svensson, et al. 2006. *Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis*. J Biomech.
- [30] Debski, R.E., P.J. McMahon, W.O. Thompson, S.L. Woo, J.J. Warner, et al. 1995. *A new dynamic testing apparatus to study glenohumeral joint motion*. J Biomech, 28(7): p. 869-74.
- [31] Delp, S.L. and J.P. Loan. 1995. *A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures*. Comput Biol Med, 25(1): p. 21-34.
- [32] Delp, S.L. and J.P. Loan. 2000. *A computational framework for simulation and analysis of human and animal movement*. Computing in Medicine.
- [33] DePuyOrthopaedics. *Cuff Tear Arthropathy : Symptoms, Diagnostics and Treatment Options*. En ligne. <[www.jointreplacement.com](http://www.jointreplacement.com)>. Consulté le 10 décembre 2006.
- [34] Deshmukh, A.V., M. Koris, D. Zurakowski, and T.S. Thornhill. 2005. *Total shoulder arthroplasty: long-term survivorship, functional outcome, and quality of life*. J Shoulder Elbow Surg, 14(5): p. 471-9.

- [35] Deutsch, A., D.W. Altchek, E. Schwartz, J.C. Otis, and R.F. Warren. 1996. *Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome*. J Shoulder Elbow Surg, 5(3): p. 186-93.
- [36] Dines, J.S., S. Fealy, E.J. Strauss, A. Allen, E.V. Craig, et al. 2006. *Outcomes analysis of revision total shoulder replacement*. J Bone Joint Surg Am, 88(7): p. 1494-500.
- [37] Elkousy, H.A., J.K. Sekiya, and M.W. Rodosky. 2002. *Hemiarthroplasty for rotator cuff tear arthropathy*. Operative Techniques in Orthopaedics, 12(1): p. 33-40.
- [38] Farron, A. 2005. *Prothèses d'épaule : actualités et perspectives*. Rev Med Suisse, 1(46): p. 2969-72.
- [39] Favre, P., R. Sheikh, S.F. Fucentese, and H.A. Jacob. 2005. *An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 20(8): p. 822-33.
- [40] Field, L.D., D.M. Dines, S.J. Zabinski, and R.F. Warren. 1997. *Hemiarthroplasty of the shoulder for rotator cuff arthropathy*. J Shoulder Elbow Surg, 6(1): p. 18-23.
- [41] Frankle, M., S. Siegal, D. Pupello, A. Saleem, M. Mighell, et al. 2005. *The Reverse Shoulder Prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients*. J Bone Joint Surg Am, 87(8): p. 1697-705.
- [42] Franklin, J.L., W.P. Barrett, S.E. Jackins, and F.A. Matsen, 3rd. 1988. *Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency*. J Arthroplasty, 3(1): p. 39-46.
- [43] Gao, F., M. Damsgaard, J. Rasmussen, and S.T. Christensen. 2002. *Computational method for muscle-path representation in musculoskeletal models*. Biol Cybern, 87(3): p. 199-210.
- [44] Gazielly, D.F. 2002. *La prothèse d'épaule en 2002*. Mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie (France), 1((1)): p. 26-33.
- [45] Gielo-Perczak, K., S. Matz, and K.N. An. 2006. *Arm abduction strength and its relationship to shoulder geometry*. J Electromyogr Kinesiol, 16(1): p. 66-78.

- [46] Grammont, P.M. and E. Baulot. 1993. *Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture*. Orthopedics, 16(1): p. 65-8.
- [47] Gristina, A.G., R.L. Romano, G.C. Kammire, and L.X. Webb. 1987. *Total shoulder replacement*. Orthop Clin North Am, 18(3): p. 445-53.
- [48] Guery, J., L. Favard, F. Sirveaux, D. Oudet, D. Mole, et al. 2006. *Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years*. J Bone Joint Surg Am, 88(8): p. 1742-7.
- [49] Hansen, L., M. de Zee, J. Rasmussen, T.B. Andersen, C. Wong, et al. 2005. *Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modelling*. Spine (In Press).
- [50] Hansen, L., M. de Zee, J. Rasmussen, T.B. Andersen, C. Wong, et al. 2006. *Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling*. Spine, 31(17): p. 1888-99.
- [51] Hawkins, R.J., R.H. Bell, and B. Jallay. 1989. *Total shoulder arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, (242): p. 188-94.
- [52] Jacobs, R., P. Debeer, and L. De Smet. 2001. *Treatment of rotator cuff arthropathy with a reversed Delta shoulder prosthesis*. Acta Orthop Belg, 67(4): p. 344-7.
- [53] Jensen, K.L., G.R. Williams, Jr., I.J. Russell, and C.A. Rockwood, Jr. 1999. *Rotator cuff tear arthropathy*. J Bone Joint Surg Am, 81(9): p. 1312-24.
- [54] Kelly, J.D., Jr. and T.R. Norris. 2003. *Decision making in glenohumeral arthroplasty*. J Arthroplasty, 18(1): p. 75-82.
- [55] Kocher, M.S., M.P. Horan, K.K. Briggs, T.R. Richardson, J. O'Holleran, et al. 2005. *Reliability, validity, and responsiveness of the American Shoulder and Elbow Surgeons subjective shoulder scale in patients with shoulder instability, rotator cuff disease, and glenohumeral arthritis*. J Bone Joint Surg Am, 87(9): p. 2006-11.
- [56] Kuechle, D.K., S.R. Newman, E. Itoi, B.F. Morrey, and K.N. An. 1997. *Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation*. J Shoulder Elbow Surg, 6(5): p. 429-39.

- [57] Labriola, J.E., T.Q. Lee, R.E. Debski, and P.J. McMahon. 2005. *Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles*. J Shoulder Elbow Surg, 14(1 Suppl S): p. 32S-38S.
- [58] Laudicina, L. and R. D'Ambrosia. 2005. *Management of irreparable rotator cuff tears and glenohumeral arthritis*. Orthopedics, 28(4): p. 382-8; quiz 389-90.
- [59] Lettin, A.W., S.A. Copeland, and J.T. Scales. 1982. *The Stanmore total shoulder replacement*. J Bone Joint Surg Br, 64(1): p. 47-51.
- [60] Levasseur, A. 2006. *Développement d'une approche expérimentale permettant l'évaluation de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation glénohumérale*. Mémoire de maîtrise, Université de Montréal.
- [61] Levasseur, A., P. Tetreault, J.A. de Guise, N. Nuño, and N. Hagemeister. (Soumis en 2006). *Simplification of the ISB joint coordinate system to describe shoulder joint kinematics*. Clinical Biomechanics.
- [62] Levasseur, A., P. Tetreault, J.A. de Guise, N. Nuño, and N. Hagemeister. (Soumis en 2006). *Comparison between a geometric and a functional method for the estimation of the glenohumeral rotation center*. J Orthop Res.
- [63] Liu, J., R.E. Hughes, W.P. Smutz, G. Niebur, and K. Nan-An. 1997. *Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 12(1): p. 32-38.
- [64] Loehr, J.F., P. Helmig, J.O. Sojbjerg, and A. Jung. 1994. *Shoulder instability caused by rotator cuff lesions. An in vitro study*. Clin Orthop, (304): p. 84-90.
- [65] Lucas, D.B. 1973. *Biomechanics of the shoulder joint*. Arch Surg., 107(3): p. 425-32.
- [66] Lugli, T. 1978. *Artificial shoulder joint by Pean (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method*. Clin Orthop Relat Res, (133): p. 215-8.
- [67] Matsen, F.A. 2002. *Rotator Cuff Relevant Anatomy and Mechanics*. University of Washington, Orthopaedics & Sports Medicine.
- [68] McFarland, E.G., P. Sanguanjit, A. Tasaki, E. Keyurapan, E.K. Fishman, et al. 2006. *The reverse shoulder prosthesis: a review of imaging features and complications*. Skeletal Radiol, 35(7): p. 488-96.

- [69] McMahon, P.J., R.E. Debski, W.O. Thompson, J.J. Warner, F.H. Fu, et al. 1995. *Shoulder muscle forces and tendon excursions during glenohumeral abduction in the scapular plane*. J Shoulder Elbow Surg, 4(3): p. 199-208.
- [70] Mell, A.G., S. LaScalza, P. Guffey, J. Ray, M. Maciejewski, et al. 2005. *Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm*. J Shoulder Elbow Surg, 14(1 Suppl S): p. 58S-64S.
- [71] Miyamoto, T., T. Tmita, and H. K. 1999. *Short term results of shoulder joints operated with bipolar hemiarthroplasty in rheumatoid arthritis*. J Shoulder Elbow Surg, 8: p. 394 (abstract).
- [72] Moeckel, B.H., D.M. Dines, R.F. Warren, and D.W. Altchek. 1992. *Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus*. J Bone Joint Surg Am, 74(6): p. 884-9.
- [73] Murray, W.M., T.S. Buchanan, and S.L. Delp. 2002. *Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions*. J Biomech, 35(1): p. 19-26.
- [74] MusculographicsInc. *Logiciel SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling)*. En ligne. <[www.musculographics.com/products/simm.html](http://www.musculographics.com/products/simm.html)>. Consulté le 20 février 2006.
- [75] Neer, C.S., 2nd, E.V. Craig, and H. Fukuda. 1983. *Cuff-tear arthropathy*. J Bone Joint Surg Am, 65(9): p. 1232-44.
- [76] Oizumi, N., S. Tadano, Y. Narita, N. Suenaga, N. Iwasaki, et al. 2006. *Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint*. J Shoulder Elbow Surg, 15(3): p. 331-8.
- [77] Otis, J.C., C.C. Jiang, T.L. Wickiewicz, M.G. Peterson, R.F. Warren, et al. 1994. *Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation*. J Bone Joint Surg Am, 76(5): p. 667-76.
- [78] Ovesen, J. and S. Nielsen. 1986. *Anterior and posterior shoulder instability. A cadaver study*. Acta Orthop Scand, 57(4): p. 324-7.
- [79] Pan, C.S., K.M. Miller, S. Chiou, and J.Z. Wu. 2004. *Evaluation of a Computer-Simulation Model for Human Ambulation on Stilts*. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 4(3): p. 283-303.



- [80] Parsons, I.M., M. Apreleva, F.H. Fu, and S.L. Woo. 2002. *The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint*. J Orthop Res, 20(3): p. 439-46.
- [81] Petroff, E., H. Mestdagh, C. Maynou, and J.M. Delobelle. 1999. *[Arthroplasty with a mobile cup for shoulder arthrosis with irreparable rotator cuff rupture: preliminary results and cineradiographic study]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 85(3): p. 245-56.
- [82] Placzek, J.D., S.C. Lukens, S. Badalanmenti, P.J. Roubal, D.C. Freeman, et al. 2004. *Shoulder outcome measures: a comparison of 6 functional tests*. Am J Sports Med, 32(5): p. 1270-7.
- [83] Pollock, R.G., E.D. Deliz, S.J. McIlveen, E.L. Flatow, and L.U. Bigliani. 1992. *Prosthetic replacement in rotator cuff-deficient shoulders*. J Shoulder Elbow Surg, 1: p. 173-186.
- [84] Poppen, N.K. and P.S. Walker. 1976. *Normal and abnormal motion of the shoulder*. J Bone Joint Surg Am, 58(2): p. 195-201.
- [85] Poppen, N.K. and P.S. Walker. 1978. *Forces at the glenohumeral joint in abduction*. Clin Orthop Relat Res, (135): p. 165-70.
- [86] Rasmussen, J., M. Damsgaard, S.T. Christensen, and M. de Zee. 2005. *Challenges In Musculoskeletal Modeling For Clinical Use*. XXth Congress of the International Society of Biomechanics. Cleveland, Ohio, USA.
- [87] Rasmussen, J., M. Damsgaard, E. Surma, S.T. Christensen, and M. de Zee. 2003. *Designing a general software system for musculoskeletal analysis*. IX International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. Sydney, Australia, 2-4 July.
- [88] Rasmussen, J., M. Damsgaard, and M. Voigt. 2001. *Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study*. J Biomech, 34(3): p. 409-15.
- [89] Rittmeister, M. and F. Kerschbaumer. 2001. *Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and non reconstructible rotator cuff lesions*. J Shoulder Elbow Surg, 10(1): p. 17-22.
- [90] Rockwood, C.A., Jr., G.R. Williams, Jr., and W.Z. Burkhead, Jr. 1995. *Debridement of degenerative, irreparable lesions of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Am, 77(6): p. 857-66.

- [91] Sanchez-Sotelo, J., R.H. Cofield, and C.M. Rowland. 2001. *Shoulder hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency*. J Bone Joint Surg Am, 83-A(12): p. 1814-22.
- [92] Sarris, I.K., N.G. Papadimitriou, and D.G. Sotereanos. 2003. *Bipolar hemiarthroplasty for chronic rotator cuff tear arthropathy*. J Arthroplasty, 18(2): p. 169-73.
- [93] Scepi, M., J.P. Faure, N. Ridoux, P. Kamina, and J.P. Richer. 2004. *A three-dimensional model of the shoulder girdle. Forces developed in deltoid and supraspinatus muscles during abduction*. Surg Radiol Anat, 26(4): p. 290-6.
- [94] Sharkey, N.A. and R.A. Marder. 1995. *The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head*. Am J Sports Med, 23(3): p. 270-5.
- [95] Sirveaux, F., L. Favard, D. Oudet, D. Huquet, G. Walch, et al. 2004. *Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders*. J Bone Joint Surg Br, 86(3): p. 388-95.
- [96] Sperling, J.W., R.H. Cofield, and C.M. Rowland. 1998. *Neer hemiarthroplasty and Neer total shoulder arthroplasty in patients fifty years old or less. Long-term results*. J Bone Joint Surg Am, 80(4): p. 464-73.
- [97] Sullivan, S.R., N.A. Langrana, and S.A. Sisto. 2005. *Multibody computational biomechanical model of the upper body*. Proceedings of IDETC/CIE 2005. ASME 2005 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference. September 24-28, 2005, Long Beach, California USA.
- [98] Tetreault, P., A. Krueger, D. Zurakowski, and C. Gerber. 2004. *Glenoid version and rotator cuff tears*. J Orthop Res, 22(1): p. 202-7.
- [99] Tetreault, P., A. Levasseur, J.A. de Guise, N. Nuño, and N. Hagemeister. (Soumis en 2006). *Determination of pathological shoulder biomechanics caused by simulated rotator cuff tear in an in vitro system*. Shoulder and Elbow Surgery.
- [100] Thompson, W.O., R.E. Debski, N.D. Boardman, 3rd, E. Taskiran, J.J. Warner, et al. 1996. *A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model*. Am J Sports Med, 24(3): p. 286-92.

- [101] Uthoff, H.K. *Medical Discussion Paper : Shoulder Injury and Disability*. En ligne. <[www.wsiat.on.ca/english/resources/medical/mlo/shoulder\\_screen.htm](http://www.wsiat.on.ca/english/resources/medical/mlo/shoulder_screen.htm)>. Consulté le 10 décembre 2006.
- [102] Vermeulen, H.M., M. Stokdijk, P.H. Eilers, C.G. Meskers, P.M. Rozing, et al. 2002. *Measurement of three dimensional shoulder movement patterns with an electromagnetic tracking device in patients with a frozen shoulder*. *Ann Rheum Dis*, 61(2): p. 115-20.
- [103] ViconPeak. *Logiciel Vicon Polygon*. En ligne. <[www.viconpeak.com/products/polygon.html](http://www.viconpeak.com/products/polygon.html)>. Consulté le 20 février 2006.
- [104] Walch, G. and P. Boileau. 1999. *Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty*. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(5): p. 443-51.
- [105] Werner, C.M., P.A. Steinmann, M. Gilbert, and C. Gerber. 2005. *Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis*. *J Bone Joint Surg Am*, 87(7): p. 1476-86.
- [106] Williams, G.R., Jr. and C.A. Rockwood, Jr. 1996. *Hemiarthroplasty in rotator cuff-deficient shoulders*. *J Shoulder Elbow Surg*, 5(5): p. 362-7.
- [107] Winter, D.A. 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movements*. New York, John Wiley & Sons, 2nd Edition.
- [108] Woodruff, M.J., A.P. Cohen, and J.G. Bradley. 2003. *Arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis with rotator cuff dysfunction*. *Int Orthop*, 27(1): p. 7-10.
- [109] Worland, R.L., D.E. Jessup, J. Arredondo, and K.J. Warburton. 1997. *Bipolar shoulder arthroplasty for rotator cuff arthropathy*. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(6): p. 512-5.
- [110] Wu, G., F.C. van der Helm, H.E. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, et al. 2005. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*. *J Biomech*, 38(5): p. 981-992.
- [111] Wuelker, N., C.J. Wirth, W. Plitz, and B. Roetman. 1995. *A dynamic shoulder model: reliability testing and muscle force study*. *J Biomech*, 28(5): p. 489-99.

- [112] Zeman, C.A., M.A. Arcand, J.S. Cantrell, J.G. Skedros, and W.Z. Burkhead, Jr. 1998. *The rotator cuff-deficient arthritic shoulder: diagnosis and surgical management*. J Am Acad Orthop Surg, 6(6): p. 337-48.
- [113] Zuckerman, J.D., A.J. Scott, and M.A. Gallagher. 2000. *Hemiarthroplasty for cuff tear arthropathy*. J Shoulder Elbow Surg, 9(3): p. 169-72.